

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

# **Snímač kardiomikrofon - laboratorní úloha**

## **Cardiophone Scanner - Laboratory Task**

## Zadání bakalářské práce

Student: **Tomáš Kubát**

Studijní program: B2649 Elektrotechnika

Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik

Téma: **Snímač kardiomikrofon - laboratorní úloha**  
**Cardiophone Scanner - Laboratory Task**

Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s principy fonokardiografie.
2. Seznámení se s principem činnosti senzoru ADI Cardio Microphone.
3. Návrh a realizace senzoru pro měření fonokardiografie.
4. Realizace laboratorní úlohy pro konstrukci a měření na senzoru a porovnání vlastností s komerčním produktem.
5. Vyhodnocení výsledků a měření.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek. *Snímače a senzory v biomedicíně*. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3104-6.
- [2] SPIŠÁK, Jan, Martin IMRAMOVSKÝ a Marek PENHAKER. *Snímače a senzory v biomedicíně*. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2007. ISBN 978-80-248-1607-4.
- [3] JANATA, Jiří a Robert J HUBER. *Solid State Chemical Sensors*. Orlando, Florida: Academic Press, Inc. 1985. ISBN 978-0-12-380210-1. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-380210-1.X5001-9>.
- [4] BRONZINO, Joseph D, ed. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press, c1995. ISBN 0-8493-8346-3.
- [5] PEREZ, Reinaldo. *Design of medical electronic devices*. San Diego: Academic Press, c2002. ISBN 0-12-550711-9.
- [6] CARR, Joseph J a John Michael BROWN. *Introduction to biomedical equipment technology*. 4th ed. Upper Saddle River: Prentice Hall, c2001. ISBN 0-13-010492-2.
- [7] DYRO, Joseph F, ed. *Clinical engineering handbook*. Burlington: Elsevier/Academic Press, c2004. ISBN 0-12-226570-X.
- [8] FRADEN, Jacob. *Handbook of modern sensors: physics, designs, and applications*. 4th ed. New York: Springer, c2010. ISBN 978-1-4419-6465-6.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Marek Penhaker, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



---

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*

---

prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
*děkan fakulty*

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Havířově dne 29. dubna 2019



.....  
Podpis



Rád bych na tomto místě poděkoval **prof. Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D.** za ochotu a odbornou pomoc při vedení bakalářské práce. Rovněž děkuji za veškeré rady, postřehy a připomínky, které mi byly poskytnuty při zpracování bakalářské práce v rámci konzultací.

## **Abstrakt**

Tato bakalářská práce se zabývá návrhem, konstrukcí snímače pro srdeční ozvy a vytvořením laboratorní úlohy pro jejich ověření. Součástí práce bylo vytvoření adekvátní náhrady pro kardiomikrofon MLT-201 od ADInstruments. Byly vytvořeny dva náhradní snímače, jeden na bázi elektretového mikrofону MCE100 NEW2 a druhý na bázi piezoměniče KPT2038W. V průběhu testování byly náhradní snímače vylepšovány. Hlavním vylepšením bylo vytvoření akustických vlnovodů dle původního návrhu, které jsou součástí přiložené práce. Snímače opatřené tímto akustickým vlnovodem dosahovaly výrazně lepších výsledků než bez něj. Výsledkem práce je vytvoření dvou adekvátních náhrad senzorů MLT-201 v podobě snímačů s elektretovým mikrofonom a piezoměničem. Přičemž senzor s elektretovým mikrofonom prokazoval lepší záznamové charakteristiky než původní senzor.

**Klíčová slova:** fonokardiografie, kardiomikrofon, srdce, srdeční ozvy, auskultace srdce, elektretový mikrofon, piezoelektrická membrána, laboratorní úloha

## **Abstract**

Theme of bachelor thesis is design, construction of heart sound microphone and creation of lab exercise to verify its correct function. Part of this thesis is dedicated to creation of cardio microphone that can be used instead of MLT-201 from ADInstruments. Two microphones were created. First one was based on electret microphone MCE100 NEW2 and second was based on piezo microphone KPT2038W. Original design was changed several times during development. Most influential change was creation of acoustic waveguide similar to one used by original microphone. Microphones equipped with this type of waveguide much better results than ones without it. Final design of our electret microphone managed to provide better recordings than original sensor.

**Key Words:** phonocardiography, cardio microphone, heart, heart sounds, heart auscultation, electret microphone, piezoelectric membrane, laboratory task

# Obsah

<b>Seznam použitých zkratk a symbolů</b>	<b>9</b>
<b>Seznam obrázků</b>	<b>10</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>13</b>
<b>1 Úvod</b>	<b>14</b>
<b>2 Principy fonokardiografie</b>	<b>15</b>
2.1 Základní principy akustiky . . . . .	15
2.2 Vlastnosti lidského ucha a definice fónů a decibelu . . . . .	16
2.3 Anatomie srdce . . . . .	18
2.4 Fáze srdečního cyklu . . . . .	19
2.5 Srdeční ozvy . . . . .	21
2.6 Auskultace srdce . . . . .	23
2.7 Význam fonokardiografie . . . . .	24
<b>3 Snímače pro snímání srdečních ozev</b>	<b>26</b>
3.1 Mechanické (akustické) . . . . .	26
3.2 Elektronické fonendoskopy . . . . .	28
<b>4 Zpracování analogového signálu</b>	<b>30</b>
4.1 PowerLab 15T . . . . .	30
<b>5 Návrh a realizace měřicího okruhu</b>	<b>33</b>
5.1 Blokové schéma měřicího okruhu . . . . .	33
5.2 Konstrukce snímačů a testování . . . . .	35
<b>6 Porovnání naměřených hodnot</b>	<b>52</b>
6.1 Náhradní elektretový snímač MCE100 NEW2 . . . . .	52
6.2 Náhradní piezo snímač KPT2038W . . . . .	55
6.3 Porovnání vytvořených snímačů s referenčním . . . . .	58
<b>7 Prostředí pro vypracování laboratorní úlohy – LabTutor</b>	<b>60</b>
7.1 Kernel . . . . .	60
7.2 LabAuthor . . . . .	61
7.3 LabTutor . . . . .	62

<b>8</b>	<b>Zadání laboratorní úlohy</b>	<b>63</b>
8.1	Nastudujte . . . . .	63
8.2	Cíle úlohy . . . . .	63
8.3	Použité vybavení . . . . .	63
8.4	Zadání úloh . . . . .	64
8.5	Teoretický rozbor . . . . .	65
8.6	Postup měření EKG a srdečních ozev pomocí programu LabTutor. . . . .	71
8.7	Kontrolní otázky . . . . .	79
<b>9</b>	<b>Vzorové zpracování laboratorní úlohy</b>	<b>80</b>
9.1	Použité vybavení . . . . .	80
9.2	Zadání úloh . . . . .	80
9.3	Postup měření . . . . .	81
9.4	Kontrolní otázky . . . . .	88
<b>10</b>	<b>Závěr</b>	<b>89</b>
	<b>Literatura</b>	<b>90</b>
	<b>Přílohy</b>	<b>92</b>
<b>A</b>	<b>Příloha</b>	<b>92</b>

## Seznam použitých zkratk a symbolů

mm	–	Milimetr
mV	–	Milivolt
Hz	–	Hertz
EKG	–	Elektrokardiografie
USB	–	Univerzální sériová sběrnice
A/D	–	Analogově digitální převodník
CPU	–	Centrální procesorová jednotka
ms	–	Milisekunda
g	–	Gram
m/s	–	Metr za sekundu
°C	–	Stupeň Celsia
tzv.	–	Takzvaný

## Seznam obrázků

1	Oblast slyšení lidského ucha . . . . .	16
2	Anatomická struktura srdce . . . . .	18
3	Mezifaze . . . . .	19
4	Systola síní . . . . .	19
5	Systola komor . . . . .	20
6	Diastola komor . . . . .	20
7	Elektrokardiogram a fonokardiogram . . . . .	21
8	Poslechová místa . . . . .	23
9	Wiggersův diagram . . . . .	24
10	Srdeční vady . . . . .	25
11	F. Bosch PLANOPHONE . . . . .	26
12	Hlava s dvěma membránami . . . . .	27
13	Fonendoskop s rozdělenou hlavou . . . . .	27
14	Litmann 3200 . . . . .	28
15	Litmann StethAsist . . . . .	28
16	Thinklabs One . . . . .	29
17	Thinklabs One s mobilním zařízením . . . . .	29
18	Čelní strana PowerLabu 15T . . . . .	30
19	Zadní strana PowerLabu 15T . . . . .	30
20	Blokové schéma PowerLabu . . . . .	31
21	Blokové schéma měřicího okruhu . . . . .	33
22	Konektor DIN-8 . . . . .	34
23	Rozložení pinů jednotky PowerLab . . . . .	34
24	Originální senzor MLT-201 . . . . .	35
25	Naměřená hodnota referenčního snímače . . . . .	36
26	Použitý mikrofon MCE100 NEW2 . . . . .	37
27	Konstrukce elektretového mikrofону . . . . .	38
28	Vnitřní zapojení elektretového mikrofону . . . . .	38
29	Schéma zapojení elektretového mikrofону . . . . .	39
30	Zapouzdřený elektretový mikrofón MCE100 NEW2 . . . . .	39
31	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofónem MCE100 NEW2	39
32	Zapouzdřený elektretový mikrofón MCE100 NEW2 s konkávním nástavcem . . .	40
33	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofónem MCE100 NEW2 a konkávním nástavcem . . . . .	40
34	Zapouzdřený elektretový mikrofón MCE100 NEW2 s kruhovým nástavcem . . .	41
35	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofónem MCE100 NEW2 a kruhovým nástavcem . . . . .	41

36	Zapouzdřený elektretový mikrofon MCE100 NEW2 a vytvořený silonový nástavec	42
37	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofonem MCE100 NEW2 a válcovým (jehlanovým) nástavcem	42
38	Finální podoba náhradního elektretového snímače MCE100 NEW2	43
39	Technický náčrtek silonového válce pro elektretový mikrofon MCE100 NEW2	43
40	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofonem MCE100 NEW2 ve finální podobě	44
41	Piezoměnič KPT2038W	45
42	Schéma zapojení piezoměniče KPT2038W	46
43	Zapouzdření piezoměniče KPT2038W	46
44	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W	46
45	Pouzdro piezoelektrického snímače KPT2038W s konkávním nástavcem	47
46	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W a konkávním nástavcem	47
47	Pouzdro piezoelektrického snímače KPT2038W s kruhovým nástavcem	48
48	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W a kruhovým nástavcem	48
49	Snímač s piezoměničem KPT2038W a vytvořeným nástavcem	49
50	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W a válcovým (jehlanovým) nástavcem	49
51	Finální podoba snímače s piezoměničem KPT2038W	50
52	Technický náčrtek silonového válce pro piezomembránu KPT2038W	51
53	Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W ve finální podobě	51
54	Porovnání naměřených hodnot náhradního elektretového snímače MCE100 NEW2 v jednotném měřítku os.	53
55	Porovnání naměřených hodnot náhradního elektretového snímače MCE100 NEW2 s individuálním nastavením os. Individuální nastavení je použito z důvodu viditelnosti nasnímaných dat.	54
56	Porovnání naměřených hodnot náhradního piezo snímače KPT2038W v jednotném měřítku os.	56
57	Porovnání naměřených hodnot náhradního piezo snímače KPT2038W s individuálním nastavením os. Individuální nastavení je použito z důvodu viditelnosti nasnímaných dat.	57
58	Porovnání naměřených hodnot náhradních snímačů s referenčním snímačem MLT-201.	59
59	Prostředí Kernel pro ovládání měřicí jednotky.	60
60	Prostředí pro vytváření experimentů LabAuthor.	61
61	Prostředí Labtutor je určeno pro studenty k provedení experimentu.	62

62	Bipolární Einthovenovy svody . . . . .	65
63	Elektrokardiogram a fonokardiogram . . . . .	66
64	Poslechová místa . . . . .	67
65	Konstrukce elektretového mikrofону . . . . .	68
66	Vnitřní zapojení elektretového mikrofону . . . . .	68
67	Schéma elektretového kardiomikrofону . . . . .	69
68	Rozvržení pinů měřicí jednotky PowerLab . . . . .	69
69	Tvar hlavice . . . . .	69
70	Piezoelektrický jev . . . . .	70
71	Schéma piezoelektrického snímače . . . . .	70
72	Měření křivky EKG . . . . .	71
73	Vyhodnocení křivky EKG . . . . .	72
74	Měření srdečních ozev fonendoskopem a tlačítkem ADI . . . . .	73
75	Vyhodnocení měření srdečních ozev fonendoskopem a tlačítkem ADI . . . . .	74
76	Měření srdečních ozev kardiomikrofonom MLT-201 . . . . .	75
77	Vyhodnocení měření srdečních ozev kardiomikrofonom MLT-201 . . . . .	76
78	Měření s náhradními snímači . . . . .	77
79	Vyhodnocení měření s náhradními snímači . . . . .	78
80	Naměřená EKG křivka . . . . .	81
81	Vyplněná tabulka EKG . . . . .	81
82	Ozvy měřené tlačítkem . . . . .	83
83	Vyplněná tabulka pro ozvy měřené tlačítkem . . . . .	83
84	Ozvy měřené kardiomikrofonom MLT-201 . . . . .	85
85	Vyplněná tabulka pro ozvy měřené kardiomikrofonom MLT-201 . . . . .	85
86	Tabulka porovnání jednotlivých mikrofónů. . . . .	86
87	Porovnání jednotlivých mikrofónů. . . . .	87



## Seznam tabulek

1	Převod fónové stupnice na běžné zvuky . . . . .	17
2	Parametry snímače MLT-201 . . . . .	35
3	Parametry mikrofону MCE100 . . . . .	37
4	Parametry piezoměniče KPT2038W . . . . .	45
5	Hodnoty amplitud srdečních ozev nasnímané náhradním elektretovým snímačem MCE100 NEW2 . . . . .	52
6	Hodnoty amplitud srdečních ozev nasnímané náhradním piezo snímačem KPT2038W	55
7	Hodnoty amplitud srdečních ozev nasnímané referenčním snímačem MLT-201 a náhradními snímači ve finální podobě . . . . .	58

# 1 Úvod

Srdce je orgán jehož správná funkce je pro člověka životně důležitá. Stará se o pumpování odkysličené krve do plic a následně okysličené krve do celého těla. Pro správnou funkci srdce je potřeba, aby jednak docházelo ke správnému šíření elektrických vzruchů, ale rovněž musí docházet i ke správnému otvírání a zavírání srdečních chlopní. Z tohoto důvodu bude tato práce věnována fonokardiografii. Jedná se o metodu, která dokáže určit zda chlopně správně fungují. Principem této metody je převod akustických ozev do grafické podoby a z této křivky lze následně určit o jakou srdeční vadu se jedná.

Aby bylo možné srdeční ozvy graficky zaznamenávat je potřeba akustický signál převést na signál elektrický. Vzhledem k tomu, že samotné srdeční ozvy jsou velmi špatně slyšitelné, je potřeba dosáhnout jejich akustického zesílení. Zesílení srdečních ozev můžeme docílit použitím akustického vlnovodu, který signál zesílí a zároveň potlačí rušivé zvuky okolního prostředí.

Práce dále bude popisovat návrh a realizaci adekvátní náhrady senzoru MLT-201 od ADInstruments z pohledu funkčních i kvalitativních parametrů. Na základě nově vytvořených snímačů bude vytvořena srovnávací laboratorní úloha pro seznámení se s těmito snímači.

## 2 Principy fonokardiografie

### 2.1 Základní principy akustiky

#### Vznik a šíření zvuku.

Zvuky vznikají pohybem (chvěním) zvučících těles a tento pohyb se přenáší dále za pomoci vzduchu, nebo jiného pružného prostředí. Lidské ucho je schopno vnímat zvuk v rozmezí 16–20 000 Hz. Zvuk jehož kmitočet je nižší než 16 Hz se nazývá infrazvuk a lidské ucho jej vnímá jako jednotlivé rázy. Naopak zvuky o frekvenci vyšší než 20 000 Hz se nazývají ultrazvuk. V plynném a tekutém prostředí se zvuk šíří jen ve formě podélného vlnění, tj. částice prostředí kmitají ve směru šíření, čímž se vytvářejí oblasti vyššího tlaku (zhuštění) a oblasti nižšího tlaku (zředění). Ty postupují ve směru šíření rychlostí, jež se nazývá rychlost zvuku. Částice však prostředím nepostupují, kmitají pouze kolem rovnovážné polohy. Z bodového zdroje se zvuk šíří tak, že oblasti stejného tlaku leží na kulových plochách, a ty postupují směrem od zdroje rychlostí zvuku. Tlak této kulové vlny klesá nepřímo úměrně se vzdáleností od zdroje. Ve vzduchu při normálním tlaku a teplotě 20°C je rychlost zvuku 343 m/s. [17]

#### Kmitočet a amplituda

Kmitavý pohyb zvučícího tělesa může být pravidelný (periodický) (např. hudební tóny, samohlásky) nebo nepravidelný (neperiodický) (např. hluk, šum), přičemž počet kmitů za vteřinu označujeme jako kmitočet (frekvenci) zvuku. Kmitočet nebo-li frekvence se udává v hertziích (Hz). Je-li kmitavý pohyb zvučícího tělesa sinusový (např. ladička), nazýváme takto vzniklý zvuk jednoduchým tónem. Znázorníme-li si u jednoduchého tónu časový průběh tlaku v některém bodě prostředí, dostaneme křivku sinusového průběhu. Maximální hodnotu nazýváme amplitudou zvukové vlny. Intenzita zvuku je zvukový výkon, který prochází plochou jednoho centimetru čtverečního, kolmo na směr šíření. Znázorníme-li si průběh tlaku ve směru šíření zvukové vlny, dostaneme opět sinusový průběh. Vzdálenost dvou bodů s maximálním tlakem se nazývá vlnová délka. Mezi rychlostí zvuku, jeho kmitočtem a délkou vlny platí tento jednoduchý vztah:

$$c = f \cdot \lambda \quad (1)$$

$c$  = rychlost zvuku

$f$  = kmitočet zvuku

$\lambda$  = vlnová délka zvuku

U tónů také rozeznáváme výšku, která je určena kmitočtem, čím vyšší kmitočet tím vyšší tón.

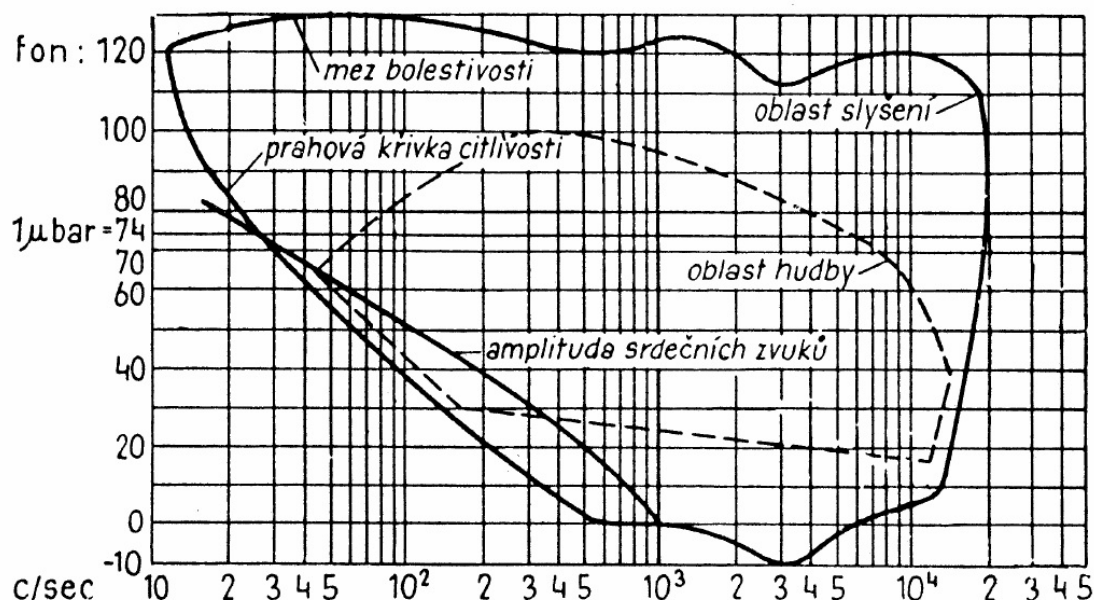
- Kmitočty hudebních tónů jsou v rozmezí 16–10000 Hz.
- Kmitočty lidské řeči jsou v rozmezí 200–4000 Hz.
- Kmitočty sdečnicích ozev a šelestů jsou v rozmezí 20–1000 Hz.

[17]

## 2.2 Vlastnosti lidského ucha a definice fónů a decibelu

Rozsah kmitočtu lidského ucha se pohybuje v rozsahu 16–20000 Hz. V průběhu stárnutí se citlivost ucha snižuje vůči vyšším kmitočtům. Citlivost ucha vzrůstá společně se vzrůstajícím kmitočtem přibližně do hodnoty 3000 Hz, v této hodnotě dosahuje citlivost svého maxima. Přibližně do hodnoty 12000 Hz klesá citlivost pozvolně, nad touto hodnotou je již pokles velmi prudký. Kmitočtová závislost citlivosti je do značné míry závislá na intenzitě zvuku.

Na Obrázku 1 je možné vidět prahové hodnoty, které je lidské ucho schopno vnímat. Na obrázku je pro frekvenční osu použito logaritmické měřítko, čímž je docíleno, že kmitočty oktáv jsou od sebe stejně vzdáleny.



Obrázek 1: Oblast slyšení lidského ucha

[17]

Mezinárodně uznávanou jednotkou hlasitosti je fón, jehož stupnice je v logaritmickém měřítku. Jeho nula leží v oblasti kmitočtu 1000 Hz, což je přibližně práh slyšení. Konec stupnice má hodnotu přibližně 130 fónů, což je naopak práh bolestivosti.

Lidské ucho téměř není schopno rozdíl 1 fónu zaznamenat, spolehlivě lze rozdíl zaznamenat až v případě, kdy se hodnota zvýší nebo poklesne o 3 fóny. Pro příklad je vytvořena tabulka, která zobrazuje některé zvuky v úrovni fónů. [17]

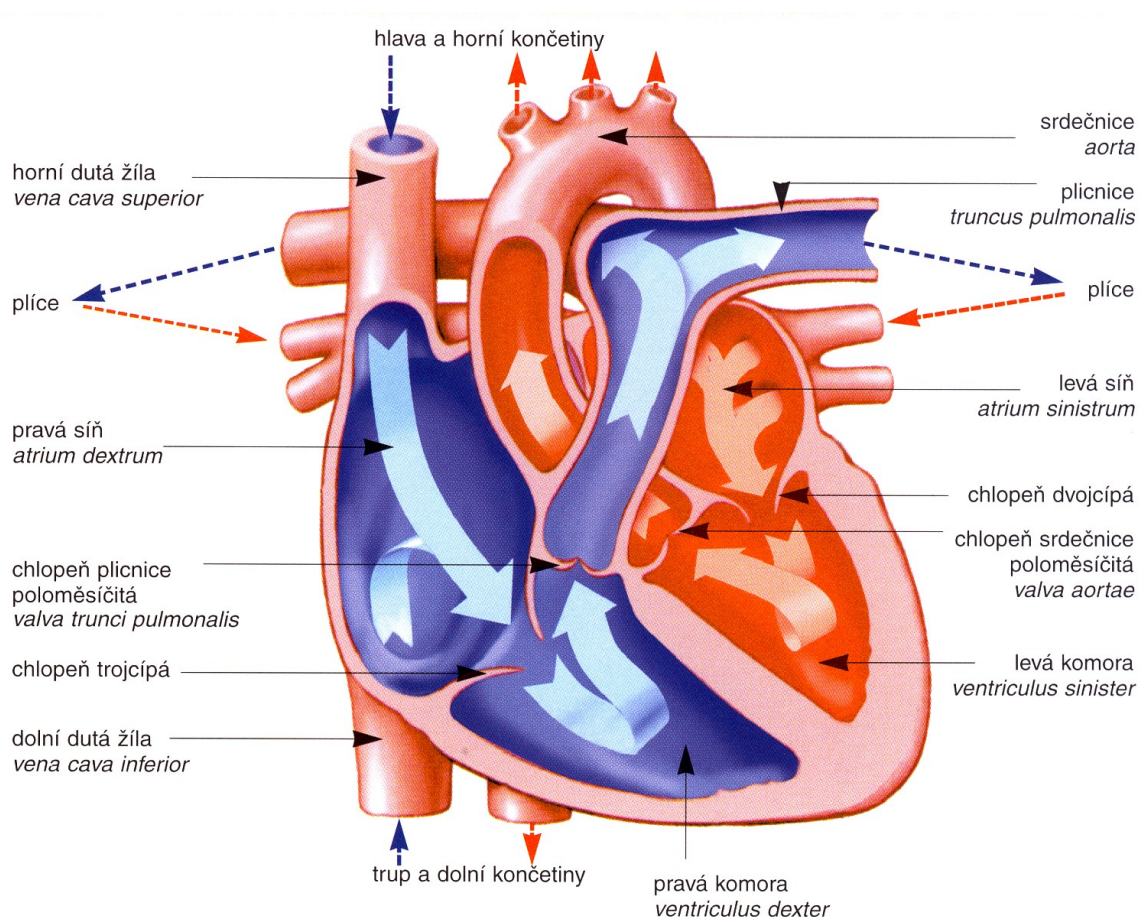
<b>Hodnota</b>	<b>Přirovnání</b>
0 fónů	práh slyšení
10 fónů	tichý šepot, šum listí
30 fónů	šepot
50 fónů	normální hovor
70 fónů	hlučná ulice
100 fónů	motocykl
130 fónů	pocit bolesti

Tabulka 1: Převod fónové stupnice na běžné zvuky

## 2.3 Anatomie srdce

Srdce je základním prvkem oběhové soustavy, které se skládá ze čtyř dutin, dvou síní a dvou komor. Jeho hlavní činností je pohon krve v krevním řečišti. Standardní hmotnost srdce se pohybuje v rozmezí 300–350 g u mužů a 250–300 g u žen.

Srdce je vazivovou přepážkou rozděleno na levou a pravou polovinu, přičemž každá polovina má svou síň (atrium) a komoru (ventriculus). Pravá část srdce se stará o takzvaný malý krevní oběh, což znamená vypuzení krve přes plicnice do plic a levá část srdce již vypuzuje okysličenou krev, která se vrátila z plic do srdečnice, odkud je rozváděna do celého těla. Ve vazivové přepážce jsou ukotveny cípaté chlopně, které slouží k přepažení síně a komory. Mezi pravou síní (atrium dexter) a pravou komorou (ventriculus dexter) se nachází chlopeč trojcípá (valva tricuspidalis), mezi levou síní (atrium sinister) a levou komorou (ventrikulus sinister) se nachází chlopeč dvoj-  
cípá (valva bicuspidalis). Na výstupu z obou komor se nacházejí chlopně poloměsíčitě (valvae semilunares). [18]

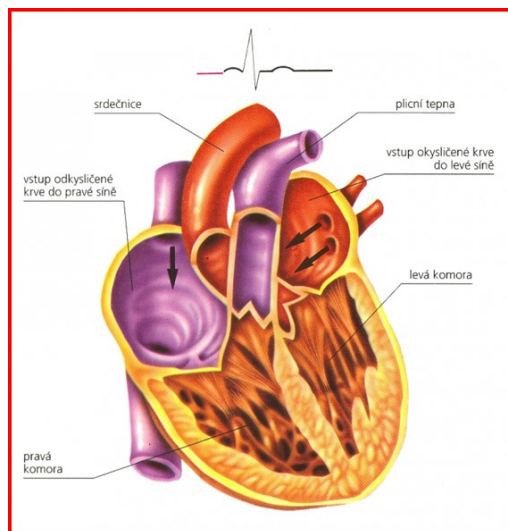


Obrázek 2: Anatomická struktura srdce  
[10]

## 2.4 Fáze srdečního cyklu

### První fáze

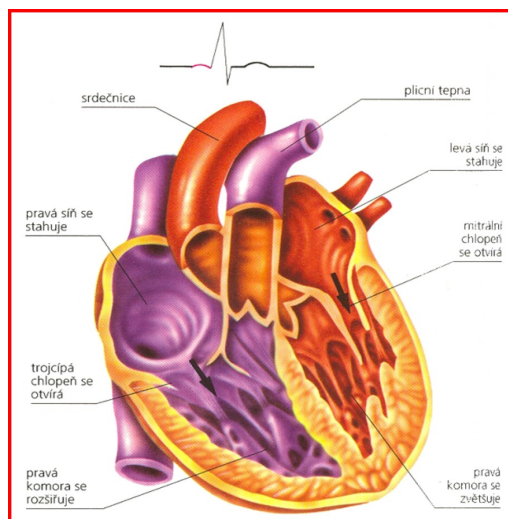
První fáze je tzv. mezifáze. V této fázi je srdce v klidu a dochází k plnění pravé síně odkysličenou krví skrze horní a dolní dutou žílu a do levé síně proudí již okysličená krev z plicních žil.



Obrázek 3: Mezifáze  
[15]

### Druhá fáze

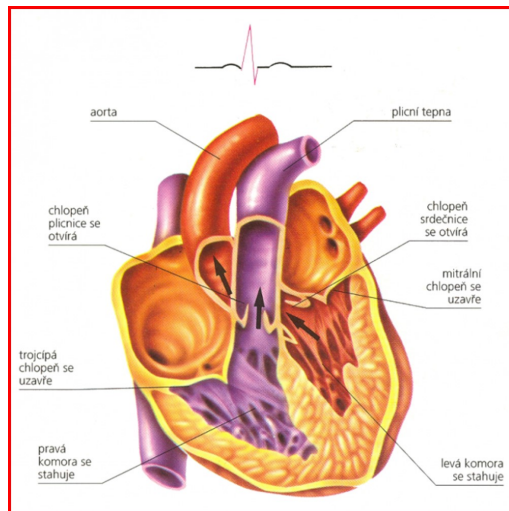
Druhá fáze je tzv. systola síní. V této fázi dochází ke kontrakci síní a vlivem přetlaku krve v síních se otvírá mitrální a trojčípá chlopeč. Krev následně proudí skrze tyto chlopně do komor.



Obrázek 4: Systola síní  
[15]

### Třetí fáze

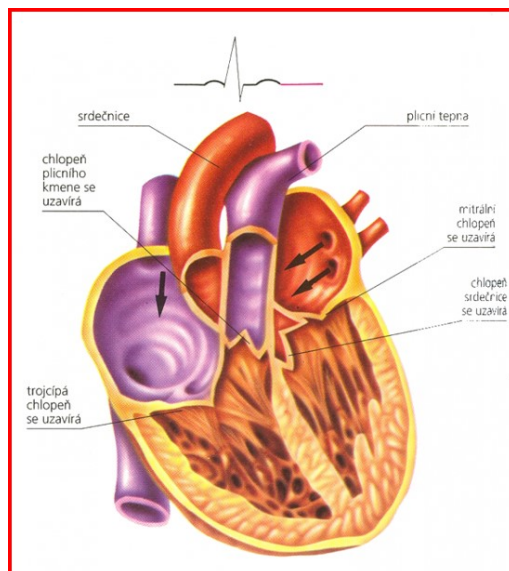
Třetí fáze je tzv. systola komor. V této fázi dochází ke kontrakci komor a vypuzení odkysličené krve skrze pulmonální chlopeň do plicní tepny a okysličené krve skrze aortální chlopeň do aorty. Zároveň v tuto chvíli dochází k relaxaci síní.



Obrázek 5: Systola komor  
[15]

### Čtvrtá fáze

Čtvrtá fáze je tzv. diastola komor. V této fázi dochází k relaxaci komor i síní a uzavření aortální i pulmonální poloměsíčitých chlopně. Po dokončení této fáze se začíná vše znova od první fáze.

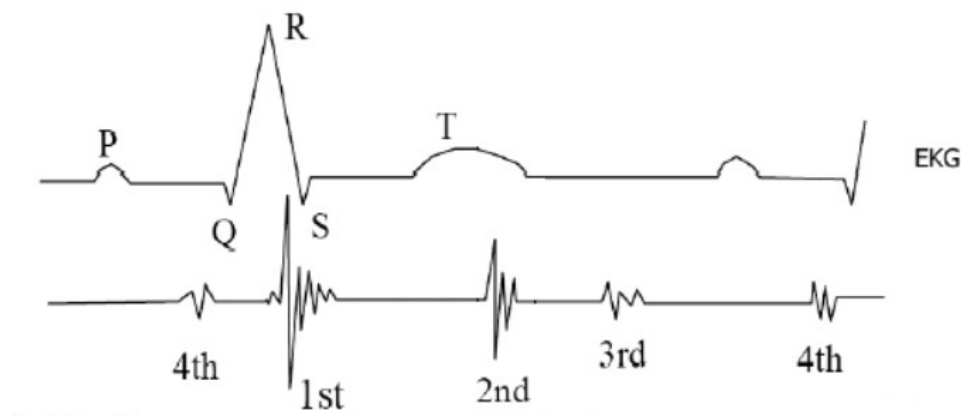


Obrázek 6: Diastola komor  
[15]



## 2.5 Srdeční ozvy

Při každém srdečním cyklu lze nad srdcem za pomoci fonendoskopu poměrně dobře slyšet dva zvuky. Tyto dva zvuky označujeme jako srdeční ozvy. Ozvy vznikají díky rychlému otevírání a zavírání chlopní, zároveň při kontrakci papilárních svalů dochází k napínání šlašinek, výsledkem těchto činností jsou kmity o frekvenci 25–500 Hz. V případě, že použijeme místo klasického stetoskopu elektronický, zjistíme, že na záznamu je možné vidět ozvy čtyři. [18]



Obrázek 7: Elektrokardiogram a fonokardiogram [18]

### První srdeční ozva - systolická

První ozva je ze všech nejdelší, doba jejího trvání může být až 150 ms. Začátek ozvy se objevuje v QRS komplexu a to přibližně 50–70 ms po jeho začátku, což přibližně odpovídá vrcholu R, frekvence těchto kmitů bývá 25–45 Hz.

Pro poslech první ozvy je v případě poslechu mitrální chlopně (levá část srdce) nejvhodnější umístění stetoskopu v pátém mezižebří medioklavikulárně vlevo u tzv. srdečního hrotu. V případě poslechu trikuspidální chlopně (práva část srdce) je vhodné umístit stetoskop ve čtvrtém až pátém mezižebří parasternálně vpravo. [16, 18]

Tato ozva je zapříčiněna třemi elementy:

- První fáze se projevuje nízkou amplitudou a je zapříčiněna vibrací krve, komorových stěn a zavíráním cípových chlopní na začátku izovolumetrické kontrakce.
- Druhá fáze se projevuje vyšší amplitudou kmitů a je zapříčiněna vibrací krve a komorových stěn v době zvýšeného nitrokomorového tlaku v době kontrakce.
- Třetí fáze se projevuje opět nižšími amplitudami, které vnikají na začátcích ejekční fáze.

### **Druhá srdeční ozva - diastolická**

Vznik druhé ozvy zapříčiňují pulmonální a aortální poloměsíčité chlopně, které se uzavírají na konci ejekční (vypuzovací) fáze. Na rozdíl od první srdeční ozvy je kratší a objevuje se na konci nebo až po skončení T vlny.

Pro poslech aortální chlopně je nejvhodnější místo pro umístění stetoskopu druhé mezižebří parasternálně vpravo. V případě poslechu pulmonální chlopně je nejvhodnější umístění stetoskopu rovněž v druhém mezižebří, ovšem parasternálně vlevo.

Tato ozva se dělí na dvě fáze, v dospělosti ovšem dochází k jejich splynutí. První fáze značí uzavření aortální chlopně a druhá fáze uzavření pulmonální chlopně. Časový odstup těchto dvou fází může prodloužit inspirium (nádech), v tu chvíli dochází ke snížení nitrohruďního tlaku a tím k vyššímu plnění pravé síně krví. Vyšší plnění síně rovněž znamená i následné vyšší plnění komory a ve chvíli ejekce krve do plicnice je zapotřebí delší doba než se krev vypudí z komory a tím dojde ke zpoždění druhé fáze.[16, 18]

### **Třetí srdeční ozva**

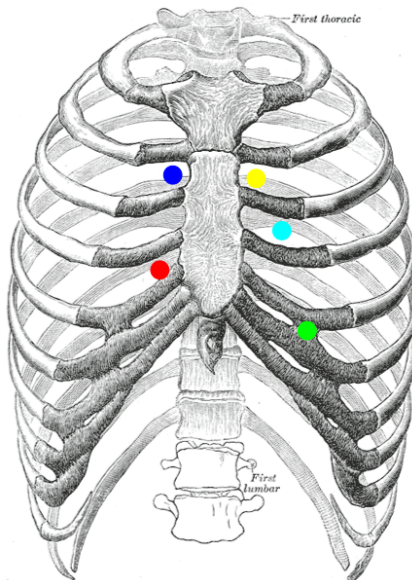
Třetí srdeční ozva se může objevit na začátku diastoly v případě, že do komor proudí krev vysokou rychlostí a tím dochází k rozkmitání stěn komor. Tuto ozvu lze zaznamenat u dětí, kde má fyziologický charakter, u dospělých má charakter patologický. Objevuje se 100–120 ms po skončení repolarizace komor, na EKG je viditelná jako vlna T.[16, 18]

### **Čtvrtá srdeční ozva**

Čtvrtá srdeční ozva se může objevit na konci diastoly v případě, kdy je krev ze síní rychle vypuzena do komor a tím dochází ke chvění komorových stěn. U zdravého člověka se neobjevuje, jelikož kontrakce síní je velice slabá a neprojevuje se vznikem ozvy. V případě kdy se čtvrtá ozva objeví může to značit selhávající komoru.[16, 18]

## 2.6 Auskultace srdce

Jedná se o poslechovou metodu vyšetření srdce, která se provádí za pomoci fonendoskopu. Toto vyšetření lze provádět ve třech polohách, vsedě, vleže na levém boku nebo vleže na zádech, přičemž fonendoskop musí být přiložen přímo na kůži. Pro nalezení správného místa pro umístění fonendoskopu je možno použít palpaci (vyšetření pohmatem). Pro každou chlopeň je vhodné zvolit místo, které je co nejblíže vyšetřované chlopni viz Obrázek 10.[19]



Obrázek 8: Poslechová místa  
[12]

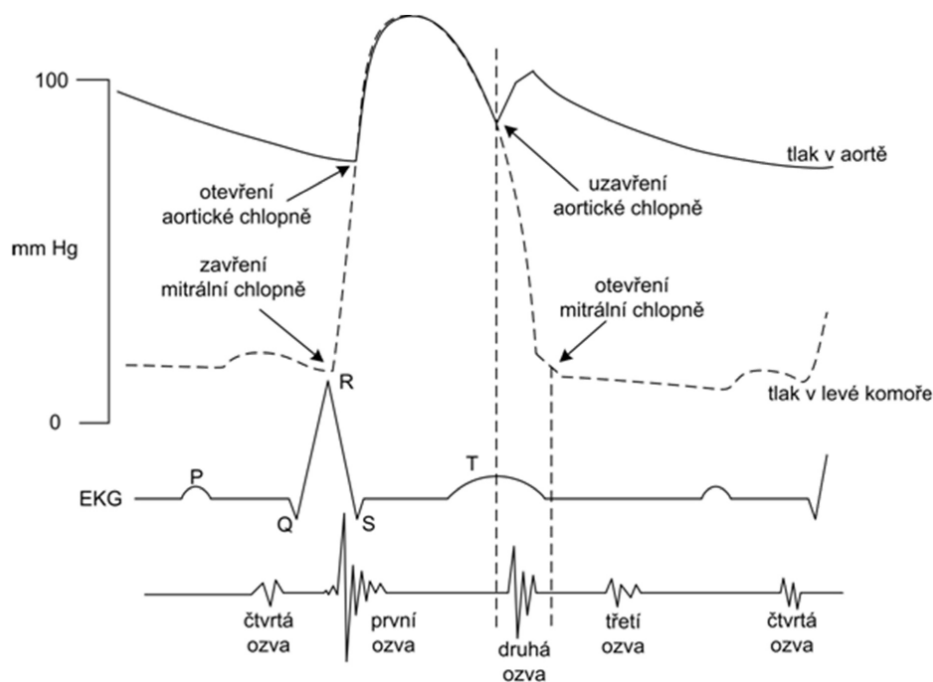
- Tmavě modrá barva aortální chlopeň.
- Žlutá barva pulmonální chlopeň.
- Červená barva trikuspidální chlopeň.
- Zelená barva mitrální chlopeň.
- Světle modrá barva Erbův bod.

### Erbův bod

Jedná se o místo ve třetím mezižebří vlevo parasternálně, kde jsou nejlépe slyšet všechny srdeční fenomény.

## 2.7 Význam fonokardiografie

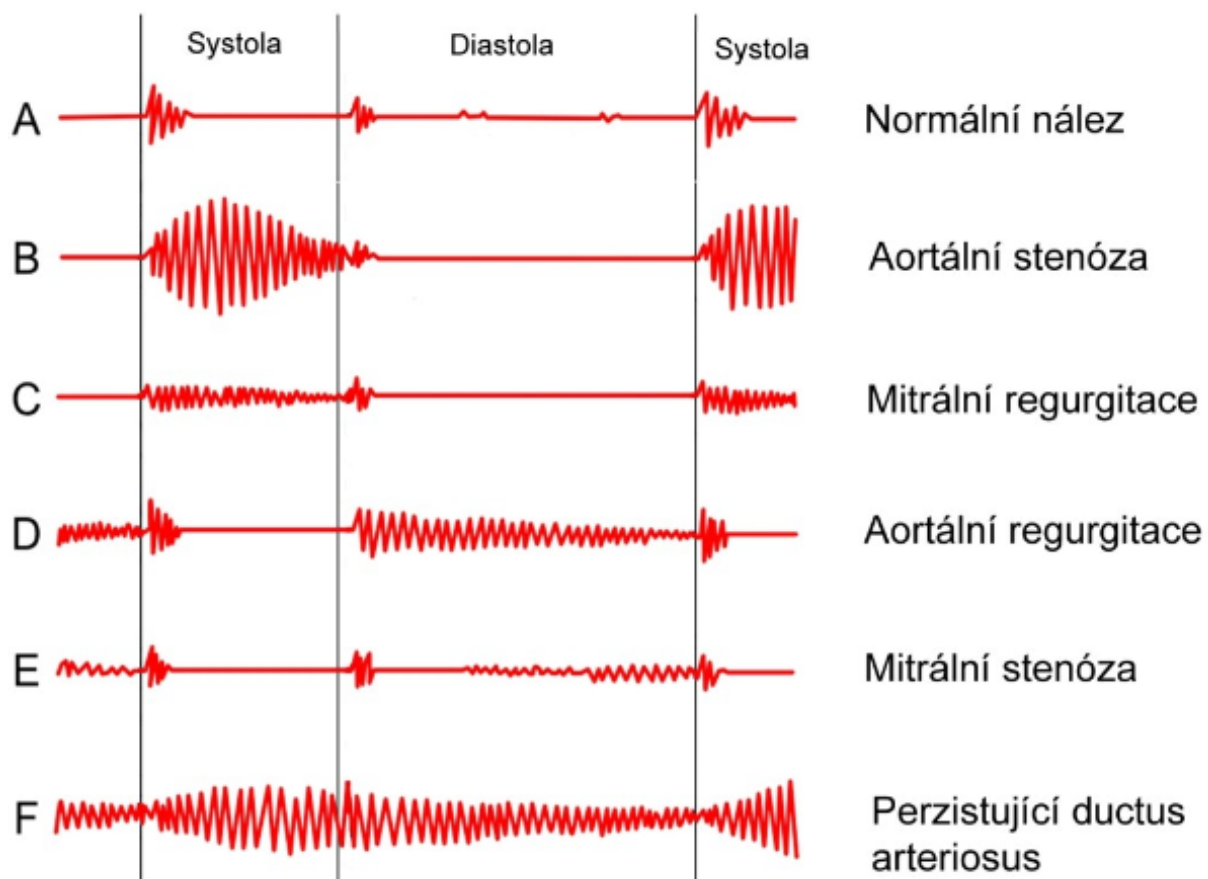
Díky fonokardiografii lze graficky zaznamenávat srdeční ozvy, které vznikají mechanickým pohybem částí srdce. Primárně se fonokardiografií detekuje funkce srdečních chlopní, jelikož právě mechanické kmity chlopní lze na fonokardiogramu velmi dobře detekovat. Aby bylo možné fonokardiogram správně vyhodnotit, je nutné společně s ním zaznamenávat i elektrokardiogram. Elektrokardiogram je důležitý z důvodu identifikace jednotlivých ozev viz Obrázek 9.



Obrázek 9: Wiggersův diagram  
[18]

U snímaných ozev můžeme hodnotit intenzitu, kmitočet, dobu trvání a případně časový vztah k EKG. Právě díky těmto kritériím lze určit konkrétní onemocnění jako je aortální stenóza, při níž dochází vlivem zúženého průtoku aortální chlopní k vzniku turbulentního proudění krve a tím k vibraci samotné aortální chlopně. To má za následek deformaci první ozvy viz Obrázek 10 B. Naopak při arteriální regurgitaci dochází rozvibrování aortální chlopně vlivem její nedomykavosti, to má za následek prodloužení doby trvání druhé ozvy viz Obrázek 10 D. Na obrázku 10 můžete vidět i projev dalších srdečních vad.

V dnešní době se metoda fonokardiografie moc nepoužívá, jelikož k odhalení chlopních vad je vhodnější ultrazvuková metoda echokardiografie, z níž je možné odhalit i míru poškození chlopní.



Obrázek 10: Srdeční vady  
[13]

### 3 Snímače pro snímání srdečních ozev

Jako základní rozdělení lze považovat čistě mechanické(akustické) a elektronické fonendoskopy.

#### 3.1 Mechanické (akustické)

Jedná se o principiálně jednoduché a spolehlivé fonendoskopy, zároveň je jejich pořizovací cena mnohonásobně nižší než u elektronických. Konstrukce těchto fonendoskopů se mohou mírně lišit v závislosti na výrobci a cílovém objektu, pro který bude fonendoskop použit.

Jako základní model můžeme považovat např. F. Bosch PLANOPHONE. Má pouze jednostrannou hlavici o průměru 45 mm, z důvodu poměrně velké hlavice je spíše vhodný pro poslech srdečních ozev s nižší frekvencí, čímž se hodí spíše pro dospělé pacienty. Ve většině případů se používá pouze jedna hadička, která se dělí až u sluchátek. Díky jeho jednoduchosti je možné dosáhnout i nízké pořizovací ceny, která se pohybuje v rozmezí 100–300 Kč.



Obrázek 11: F. Bosch PLANOPHONE  
[2]

Lepší fonendoskopy již mají mnoha vylepšení. Mohou mít dvoustrannou hlavu, kdy na každé straně je jiná velikost membrány, větší pro snímání nízkofrekvenčních ozev a na druhé straně menší pro snímání vysokofrekvenčních ozev, viz Obrázek 12.

Další vylepšení může být použití dvouhadičkového vedení, kdy je hned za hlavou stetoskop rozdělen na dvě samostatné hadičky, aby každé ucho mělo svůj vlastní akustický signál. Někteří výrobci toto rozdělení dokázali přenést přímo do hlavy fonendoskopu, kdy je rozdělena přímo hlava viz Obrázek 13 a někdy i přímo samotná membrána. Ceny těchto fonendoskopů se již pohybují v rozmezí 500–4000 Kč.



Obrázek 12: Hlava s dvěmi membránami



Obrázek 13: Fonendoskop s rozdělenou hlavou  
[11]

### 3.2 Elektronické fonendoskopy

Tento druh fonendoskopu nejčastěji snímá ozvy pomocí elektretového mikrofónu, který akustický signál převádí na signál elektrický. Elektrický signál se následně zpracovává za pomoci filtrů, aby se potlačil šum, který vzniká dýcháním. Takto vzniklý šum je často vysokofrekvenční z tohoto důvodu se nejčastěji používá dolnoproustný filtr nebo pásmová propust, který tento šum potlačí. V dnešní době existuje velké množství elektronických fonendoskopů, mimo klasických lékařských fonendoskopů existují i periferní zařízení, která se dají připojit k mobilnímu telefonu nebo moduly, které mají pouze výstup pro sluchátka.

Hlavní výhodou elektronických fonendoskopů je možnost uchovávat nahraný záznam ve složce pacienta pro možnost kontroly či konzultace s jiným lékařem. Další nespornou výhodou je možnost zobrazit fonokardiogram na mobilním zařízení, tabletu nebo počítači. Pro toto zobrazení je potřeba mít v zobrazovacím zařízení nainstalovaný software, který je schopen soubor se záznamem zpracovat. Tyto softwary jsou většinou dodávány s fonendoskopem, nebo je možné si je stáhnout ze stránek výrobce.

Litmann 3200 je příklad vzhledově klasického elektronického fonendoskopu, který je napájen pomocí tužkové baterie typu AAA. Je schopen uložit do paměti dvanáct třicetisekundových záznamů pacienta a následně je pomocí technologie Bluetooth přenést do počítače, kde je možné podrobnější zhodnocení. Tento fonendoskop je schopen zesílit srdeční ozvy až 24 krát. Ceny elektronických fonendoskopů se většinou pohybují nad hranicí 10 000 Kč, v tomto případě je to přibližně 12 000Kč.



Obrázek 14: Litmann 3200

[4]



Obrázek 15: Litmann StethAsist

[14]



V současné době je snaha o co největší minimalizaci zařízení a možnost okamžitého zpracování na místě. Jako příklad může posloužit Thinklabs One - Digital Stethoscope. Tento fonendoskop nemá žádné mohutné trubicové vedení, ale pouze tenký drát od sluchátek. Veškerá elektronika starající se o zpracování signálu je zabudována přímo v hlavě fonendoskopu společně s Li-Ion baterií, která svou výdrž vydrží na vyšetření až stodvacetipěti pacientů, při délce poslechu dvě minuty. Vstupní signál lze zesílit až 100 krát.



Obrázek 16: Thinklabs One  
[8]

Hlavní výhodou tohoto fonendoskopu je možnost připojení přes rozbočovač Thinklink k téměř jakémukoli mobilnímu zařízení pracujícího na systému Android nebo iOS. Zobrazovací zařízení v tomto případě slouží zároveň jako úložiště, jelikož fonendoskop nemá interní paměť pro záznam. Cena tohoto fonendoskopu se pohybuje přibližně kolem 15 až 16 000Kč.



Obrázek 17: Thinklabs One s mobilním zařízením  
[9]

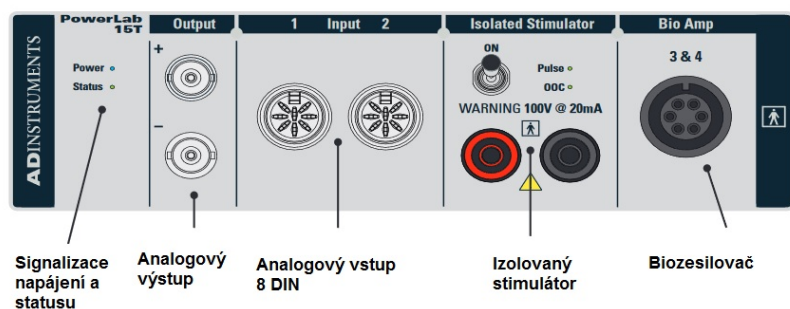
## 4 Zpracování analogového signálu

Analogový signál je signál, který je spojitý v čase nebo alespoň v časovém úseku. Hlavními parametry analogového signálu jsou amplituda a frekvence. Signály si můžeme rozdělit do skupin podle přenosového média na akustické, elektrické, optické a podobně. V tomto případě se bude jednat o signál, který je generován srdečními chlopněmi, čili o signál akustický, který se následně za pomoci mikrofону bude převádět na signál elektrický.

Pro následné zpracování signálu je ovšem nutné tento signál převést do digitální podoby. Tento převod se provádí tzv. vzorkováním, při vzorkování se snímají hodnoty signálu v časových intervalech. Pro správné na vzorkování je ovšem důležité, aby byl splněn Nyquistův vzorkovací teorém, který říká, že vzorkovací frekvence musí být alespoň dvakrát vyšší, než je frekvence snímaného signálu. Pro vzorkování je ovšem lepší zvolit si vzorkovací frekvenci vyšší než dvojnásobnou, jelikož čím vyšší bude vzorkovací frekvence, tím nižší bude výsledné zkreslení vůči vzorkovanému signálu.

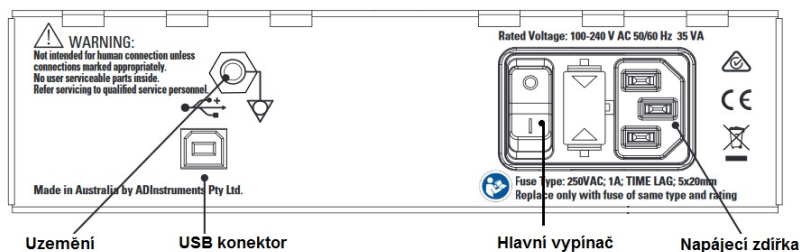
### 4.1 PowerLab 15T

Pro zpracování signálu byl zvolen systém PowerLab 15T, který má na čelní straně dva analogové vstupy a vstup pro biozesilovač. Na zadní straně je zdířka pro napájecí kabel, hlavní vypínač a vstup pro USB kabel ke komunikaci s počítačem.



Obrázek 18: Čelní strana PowerLabu 15T

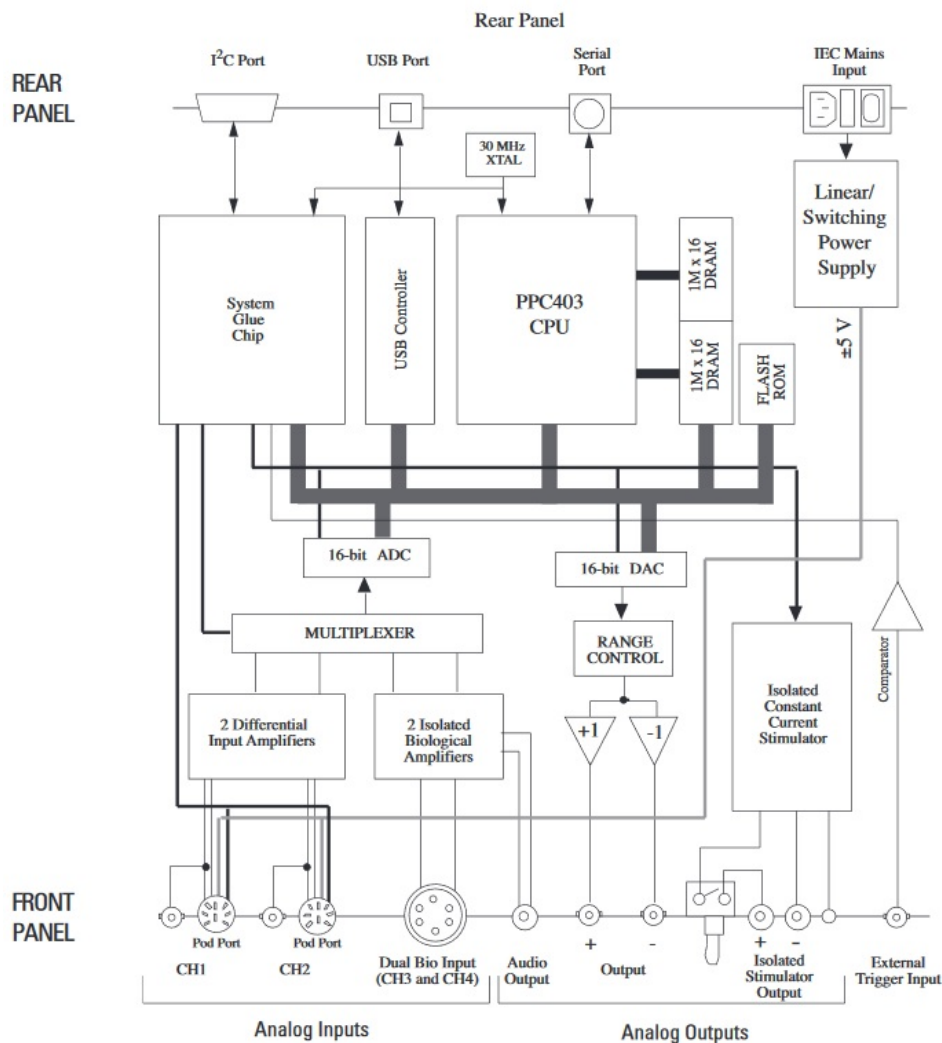
[7]



Obrázek 19: Zadní strana PowerLabu 15T

[7]

#### 4.1.1 Blokové schéma



Obrázek 20: Blokové schéma PowerLabu  
[7]

#### Hlavní části PowerLabu

##### Rozdílový vstupní zesilovač

Tento člen se stará o zesílení rozdílového signálu, což má za následek zesílení pouze rozdílné složky signálu. Souhlasná složka, která nejčastěji představuje šum je potlačena a na výstupu zesilovače je zesílený pouze užitečný požadovaný signál. Součástí tohoto bloku jsou i filtry, které se starají o frekvenční „oříznutí“ signálu, tímto oříznutím se potlačí nežádoucí frekvence signálu, které představují šum.

## **Multiplexor**

Tento blok se stará o obsluhu jednotlivých vstupních portů. V případě kdy má zařízení více vstupních portů než jednotek pro zpracování je nutné, aby vstup zpracující jednotky byl ošetřen multiplexorem, který přepíná jednotlivé vstupní porty v určitých časových intervalech nebo dle priority.

## **A/D převodník**

A/D převodník se stará o převod elektrického analogového signálu z mikrofonu na signál digitální. Tento převod má dvě fáze. První je vzorkování, kdy se v časových intervalech snímají hodnoty signálu. V druhé fázi probíhá kvantování, to značí, že nasnímané hodnoty se porovnávají se standardizovanými hodnotami, se kterými je procesor schopen dále pracovat. Hodnotě vzorku se tedy přiřadí nejbližší možná standardizovaná hodnota, která se posléze pošle procesoru k dalšímu zpracování.

## **CPU**

Centrální procesorová jednotka se stará o řízení jednotlivých bloků a finální zpracování naměřených dat a uložení výsledků do paměti.

## **Paměť**

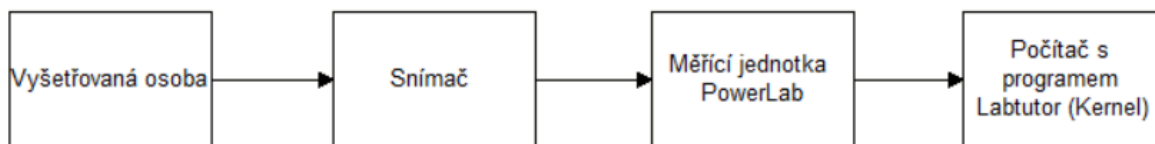
Paměť se zde skládá ze tří bloků, kdy na bloku „FLASH ROM“ je uložen pouze zdrojový kód, který řídí činnost procesoru. Výsledky a zpracovávaná data jsou ukládána do paměti DRAM (Dynamic Random Access Memory).

## **USB Controller**

USB kontroler se stará o komunikaci mezi jednotkou PowerLabu a počítačem. Data jdoucí do počítače jsou zakódována podle komunikačního protokolu a odeslána a data z počítače jsou dle protokolu rozkódována a uložena do paměti.

## 5 Návrh a realizace měřicího okruhu

### 5.1 Blokové schéma měřicího okruhu



Obrázek 21: Blokové schéma měřicího okruhu

#### Postup měření

Počítač propojíme za pomoci USB kabelu s měřicí jednotkou PowerLab a jednotku zapneme. Následně k jednotce připojíme na kanál č.1 snímací senzor a spustíme program LabTutor, v tomto programu najdeme podprogram pro měření srdečních ozev, který následně spustíme.

Na hrudník měřené osoby přiložíme senzor, je důležité najít vhodné místo pro snímání srdečních ozev. Ideálním místem je „Erbův bod“ nebo alespoň místo poblíž tohoto bodu. Při spuštění měření by měly být na grafu viditelné srdeční ozvy, v případě špatné viditelnosti ozev může být senzor mírně posunut, jelikož může být umístěn na žeberní kosti a tím dochází k útlumu snímaných ozev.

Aby bylo možné snímané ozvy vzájemně porovnat, je nutné místo kde je umístěn kardio-mikrofon nějakým způsobem označit. Označením tohoto místa docílíme toho, že ozvy budou snímány z jednoho místa a tím by měly dosahovat přibližně stejné intenzity. Samotné snímání ozev by nebylo téměř k ničemu, je tedy nutné k PowerLabu připojit i biozesilovač pro snímání EKG.

Z důvodu potlačení šumu snímaného signálu je u fonokardiografické křivky použit filtr pásmová propust s kritickými frekvencemi 20 a 80 Hz. Rovněž je potřeba odfiltrovat šum z EKG křivky a to za pomoci filtru dolní propust s kritickou frekvencí 48 Hz.

Správného měření lze dosáhnout pouze v případě, kdy vyšetřovaná osoba klidně sedí nebo leží, klidně dýchá a snaží se nehýbat a nemluvit. V případě kdy chceme dosáhnout čistějšího záznamu, může vyšetřovaná osoba zadržet dech.

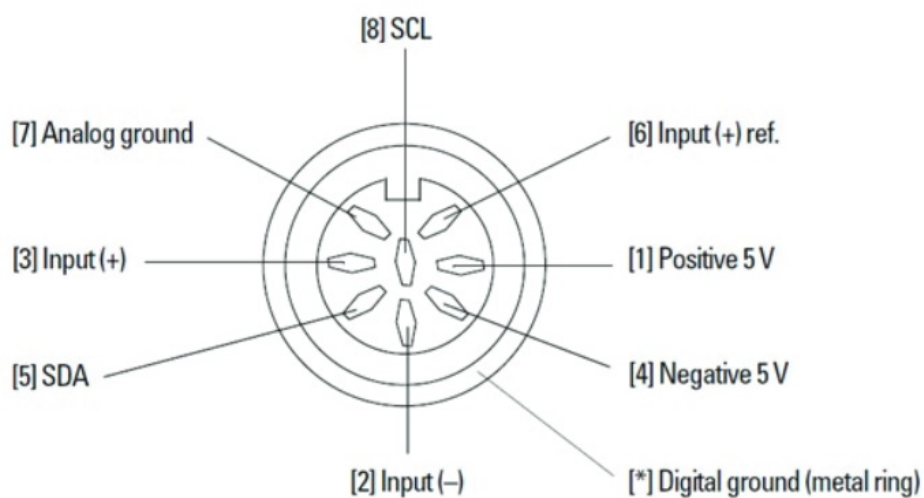
## Konektor

Pro připojení snímače k měřicí jednotce je potřeba, aby snímač byl opatřen audiokonektorem DIN s osmi piny.



Obrázek 22: Konektor DIN-8  
[3]

Aby bylo možné elektroniku snímače správně připájet na piny konektoru je nutné znát rozvržení jednotlivých pinů měřicí jednotky PowerLab.



Obrázek 23: Rozložení pinů jednotky PowerLab  
[7]

## 5.2 Konstrukce snímačů a testování

### 5.2.1 Referenční snímač MLC-201

Pro navržení adekvátní náhrady kardiomikrofonu MLT-201 bylo potřeba zjistit princip jeho funkčnosti. Po rozebrání těla tohoto snímače a prostudování dostupné technické dokumentace bylo zjištěno, že pro snímání používá elektretový mikrofon. Nebylo však možné zjistit o jaký konkrétní typ se jedná. Hodnoty uvedené v tabulce se vztahují k celkovému snímači, nikoli pouze k mikrofonu.

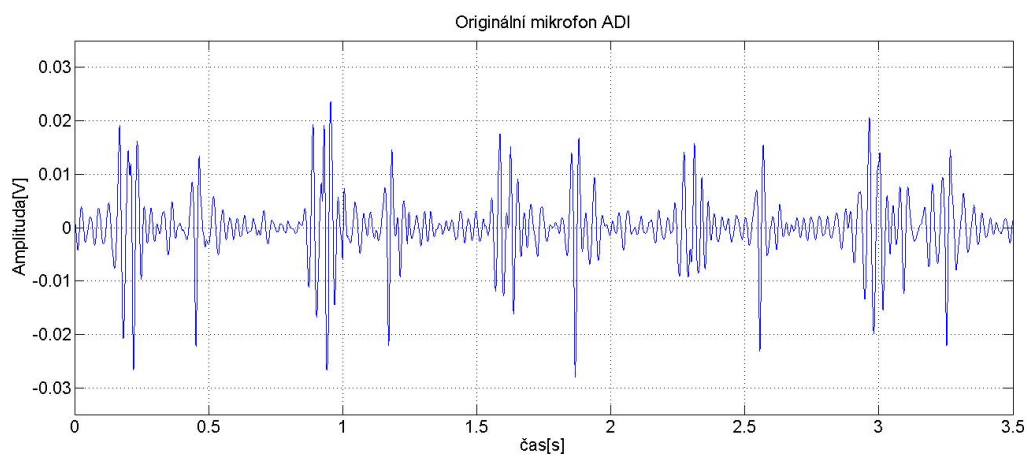


Obrázek 24: Originální senzor MLT-201

Vlastnosti	Hodnoty
Maximální buzení	$\pm 10 \text{ V}$
Dynamická rozsah	$0.01 - 10 \text{ m/s}^2$
Odchylka v závislosti na frekvenci	3%
Operační frekvence	$10 - 500 \text{ Hz}$
Rezonanční frekvence	$3.4 \text{ kHz}$

Tabulka 2: Parametry snímače MLT-201

Aby bylo možné zjistit, zda náhradní snímače jsou schopny snímat ozvy v dostatečné kvalitě, bylo nutné získat referenční hodnoty. Jako referenční snímač byl použit kardiomikrofon ze sady ADInstruments s označením MLT-201.



Obrázek 25: Naměřená hodnota referenčního snímače



### 5.2.2 Náhradní snímač s elektretovým mikrofonom MCE100 NEW2

Po prozkoumání referenčního snímače jsem se rozhodl vytvořit snímač, který bude rovněž pro snímání ozev používat elektretový mikrofon. Z dostupných elektretových snímačů jsem zvolil MCE100 NEW2, který má následující parametry:

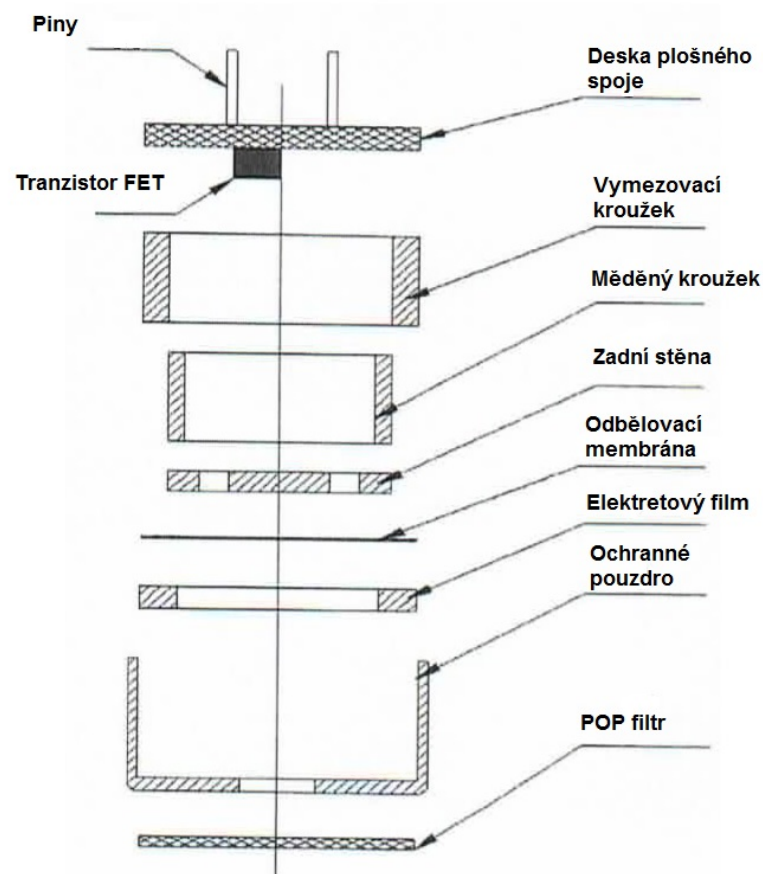
Vlastnosti	Hodnoty
Citlivost	-58dB $\pm$ 3dB
Napájení	1 – 10 V
Impedance	2,2 k $\Omega$
Spotřeba	500 $\mu$ A
Pokles citlivosti	-3dB
S/N charakteristika	min. 55dB
Směrovost	všesměrový
Rozměr	9,7 x 6,7 mm

Tabulka 3: Parametry mikrofону MCE100

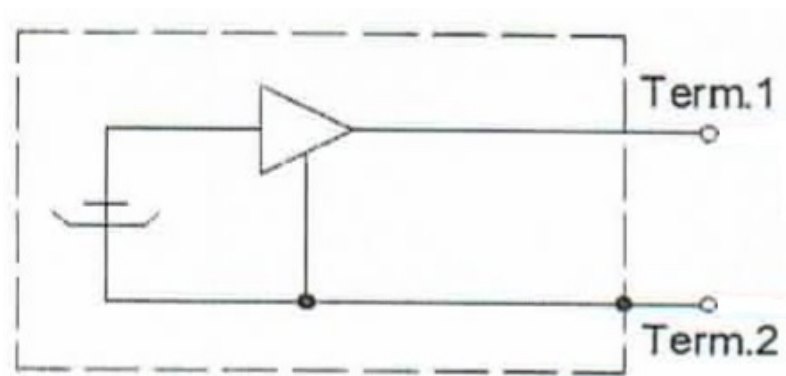
Elektretový mikrofon pracuje na principu kondenzátorového mikrofónu s rozdílem, že nepotřebuje vlastní napájení. Je tvořen elektretovou membránou, která je nevodivá, ale permanentně elektricky nabitá. Ve chvíli, kdy se membrána pohybuje dochází ke změně kapacity a napětí mezi membránou a zadní pevnou deskou. Hodnoty napětí jsou velice malé a z tohoto důvodu je v pouzdře zabudován předzesilovač (tranzistor) s vysokou vstupní impedancí. Napájení je zde požadováno pouze pro vestavěný předzesilovač.



Obrázek 26: Použitý mikrofon MCE100 NEW2

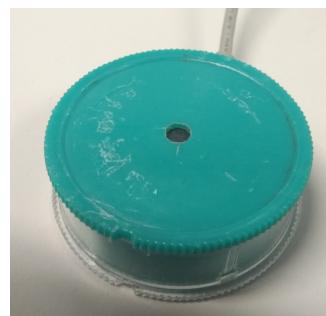
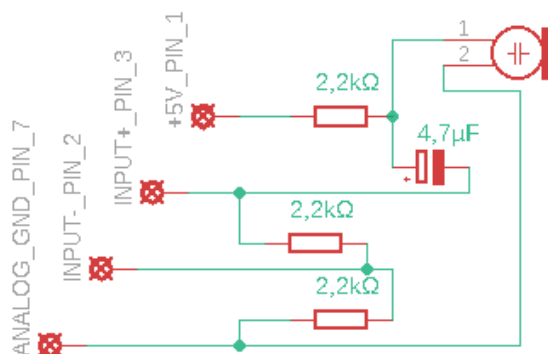


Obrázek 27: Konstrukce elektretového mikrofonu  
[1]



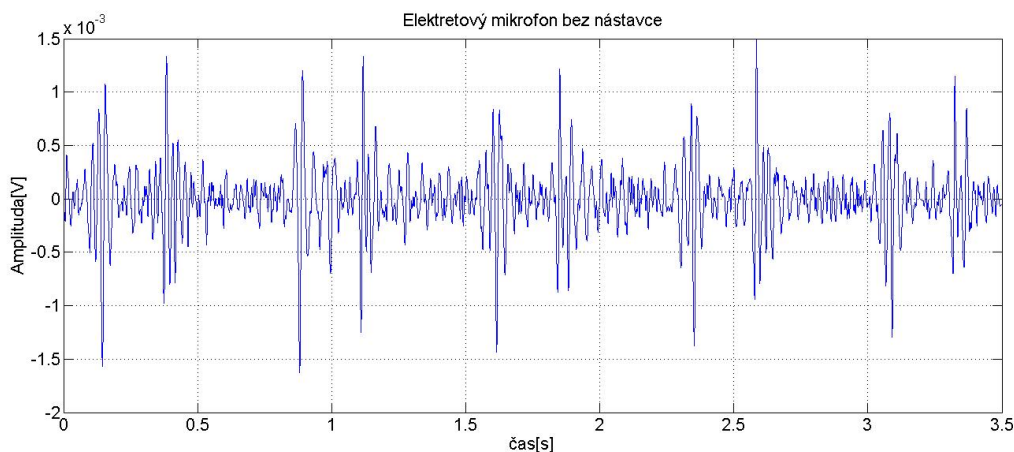
Obrázek 28: Vnitřní zapojení elektretového mikrofonu  
[1]

Při konstrukci snímače bylo vytvořeno schéma elektrického obvodu, díky kterému je možné připojit elektretový mikrofon k měřicí jednotce PowerLab. Po zkonstruování obvodu jsem obvod i mikrofon zabudoval do provizorní hlavičky, která se přikládá na tělo pacienta. Vstupy a výstupy obvodu jsou k PowerLabu připojeny pomocí stíněného kabelu, aby se minimalizovala šance okolního rušení a konektoru DIN s osmi piny. Po otestování snímače bylo zjištěno, že snímač ozvy zaznamenává, ovšem amplituda signálu nedosahuje hodnot referenčního snímače.



Obrázek 29: Schéma zapojení elektretového mikrofону

Obrázek 30: Zapouzdřený elektretový mikrofon MCE100 NEW2



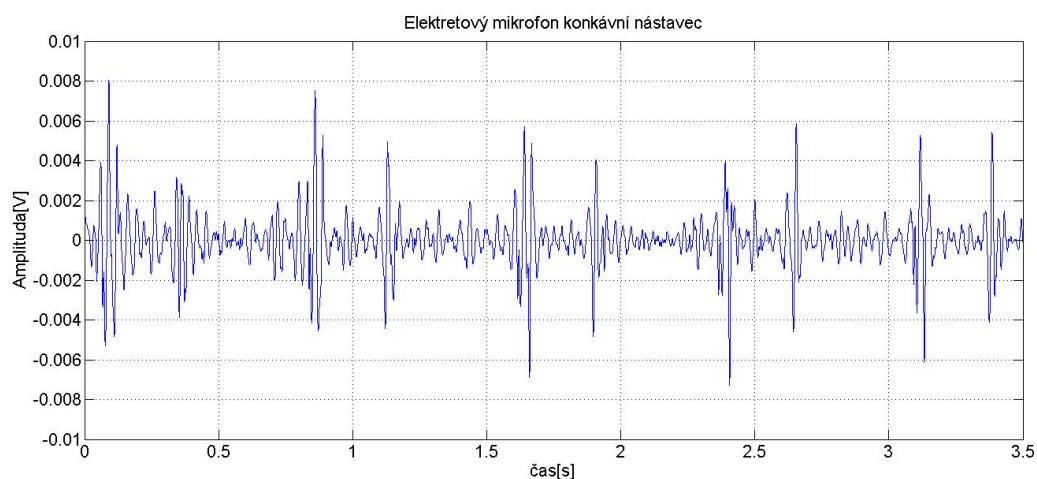
Obrázek 31: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofonom MCE100 NEW2

Z důvodu nízkých hodnot naměřených amplitud bylo potřeba nalézt způsob, jak snímané ozvy akusticky zesílit. K zesílení ozev byly použity nástavce různého tvaru, které zvětší plochu z níž se ozvy snímají.

Jako první nástavec byl použit konkávní nástavec dodávaný v sadě se stetoskopem. Tento nástavec byl upevněn na hlavici pomocí tavící pistole a opět bylo provedeno měření. Nasnímané ozvy sice dosahovaly vyšší hodnoty amplitudy, ovšem hodnota amplitud dosahovala průměrně 6 mV.



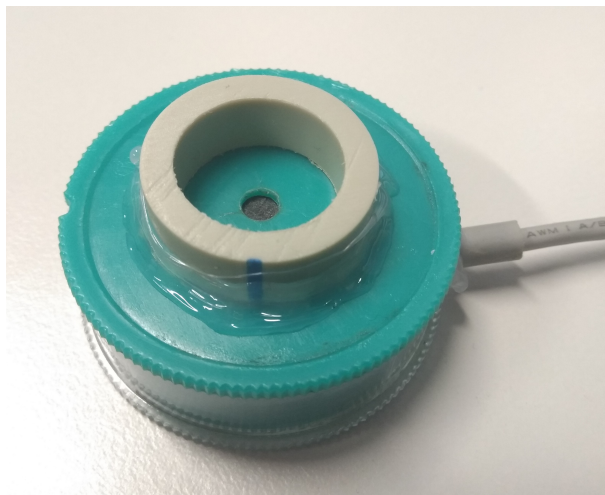
Obrázek 32: Zapouzdřený elektretový mikrofón MCE100 NEW2 s konkávním nástavcem



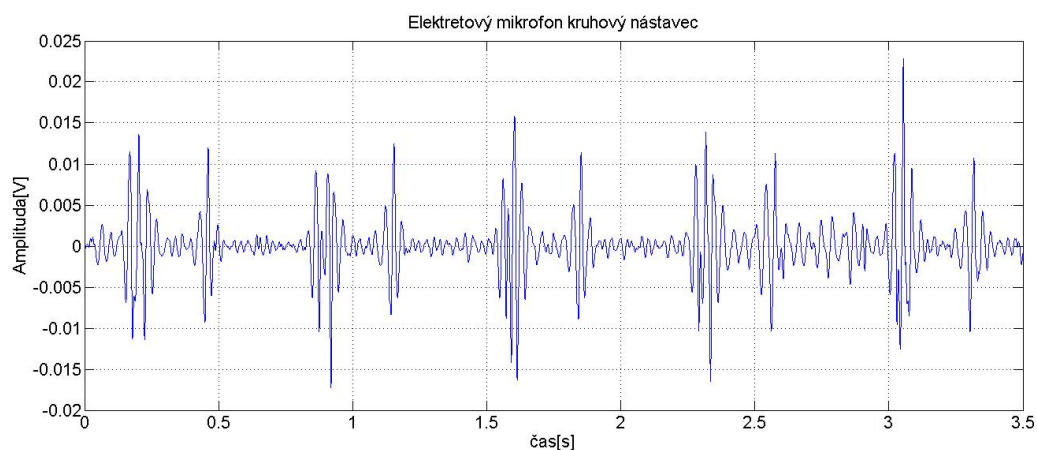
Obrázek 33: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofónem MCE100 NEW2 a konkávním nástavcem

Jako druhý byl použit kruhový nástavec s vnitřním průměrem 18 mm, který byl opět připevněn pomocí tavné pistole.

V tomto případě dosahovaly hodnoty amplitud v průměru 12 mV, což je dvojnásobek vůči konkávnímu nástavci, ovšem pouze polovina vůči referenčním hodnotám.



Obrázek 34: Zapouzdřený elektretový mikrofon MCE100 NEW2 s kruhovým nástavcem



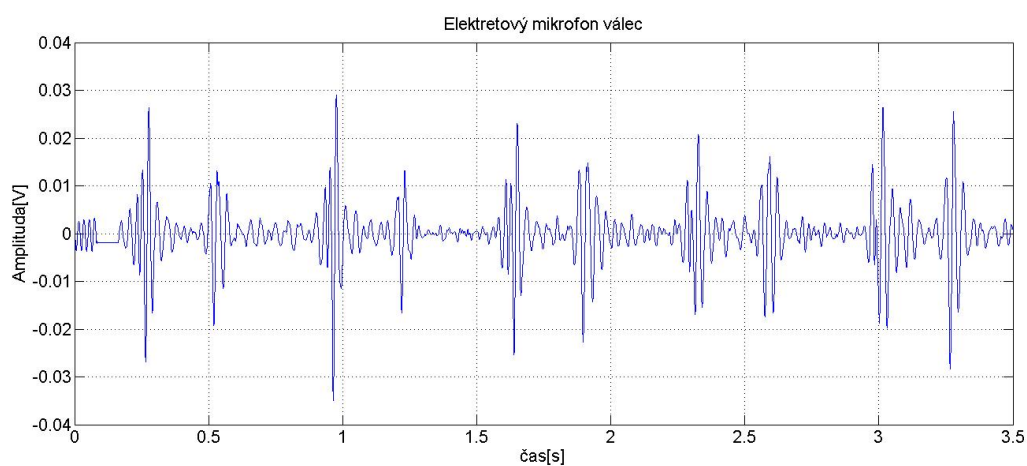
Obrázek 35: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofonem MCE100 NEW2 a kruhovým nástavcem

Po otestování obou nástavců a na základě naměřených hodnot, které byly vůči referenčním hodnotám nedostatečné, byl vytvořen nástavec ze silonového válce. Uvnitř válce je vysoustružen jehlanový tvar, který má na jedné straně otvor o průměru 32 mm a na druhé pouze 3 mm. Tento tvar je inspirován tvarem fonendoskopu, který umožňuje snímat ozvy z velké plochy a usměrnit je do malého otvoru v elektretovém mikrofону.

Po otestování tohoto nástavce se hodnoty výrazně zlepšily, amplitudy snímaných srdečních ozev dosahovaly hodnot kolem 25 mV. V porovnání s referenčním snímačem se podařilo za pomoci válcového (jehlanového) nástavce dosáhnout vyšších hodnot amplitudy a to přibližně o 5 mV.



Obrázek 36: Zapouzdřený elektretový mikrofón MCE100 NEW2 a vytvořený silonový nástavec



Obrázek 37: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofómem MCE100 NEW2 a válcovým (jehlanovým) nástavcem

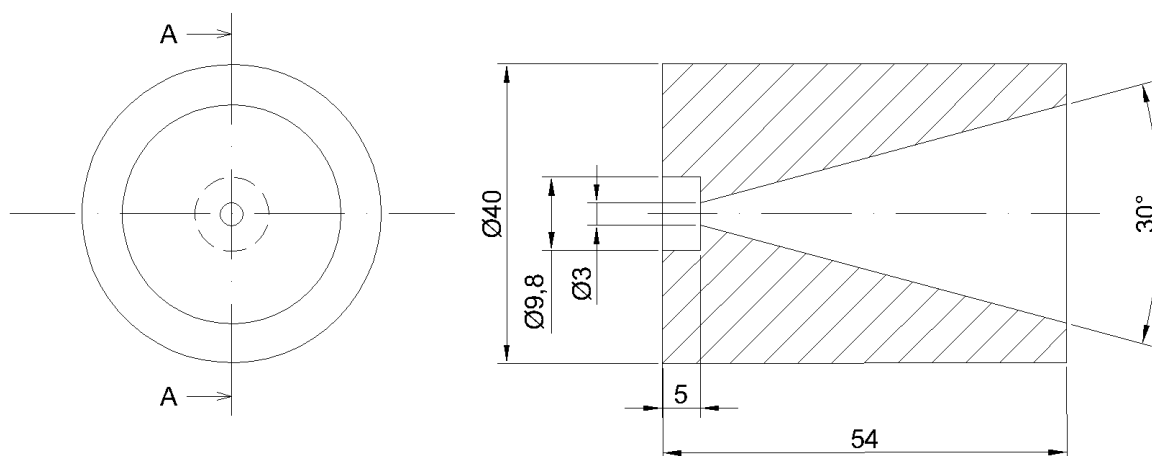
Ve výsledné fázi bylo potřeba odstranit možnost vzniku nežádoucích zvukových artefaktů způsobených vrzáním a praskáním plastového pouzdra, ve kterém byl uložen elektretový mikrofon s elektronikou. Další artefakty poté vznikaly pohybem prstů po těle silonového válce.

Artefakty vznikající plastovou krabičkou byly vyřešeny následujícím způsobem, elektronika byla zapouzdřena do vlastní krabičky a silonový válec byl upraven tak, aby bylo možné elektretový mikrofon umístit přímo do jeho těla. Tělo silonového válce bylo opatřeno silikonovými gripy, které spolehlivě eliminují vznik zvukových artefaktů způsobených pohybem prstů po válci.

Po této finální úpravě bylo opět provedeno měření a bylo zjištěno, že výsledné hodnoty amplitud jsou výrazně lepší. Toto výrazné zlepšení je s největší pravděpodobností způsobeno odstraněním krabičky, která vytvářela prostor mezi mikrofonem a válcovou násadou. Hodnoty amplitud snímaných ozev jsou dokonce až třikrát větší, než hodnoty amplitud naměřené referenčním snímačem.

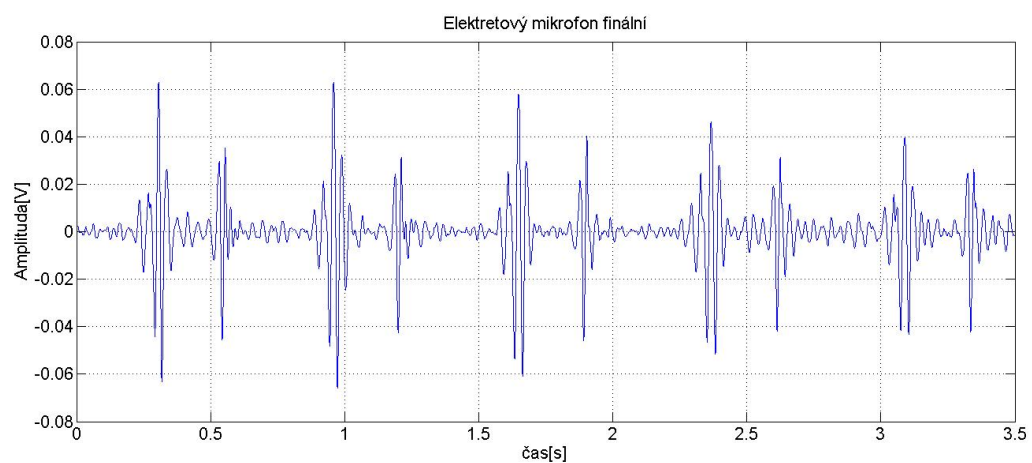


Obrázek 38: Finální podoba náhradního elektretového snímače MCE100 NEW2



Obrázek 39: Technický náčrtek silonového válce pro elektretový mikrofon MCE100 NEW2





Obrázek 40: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s elektretovým mikrofónem MCE100 NEW2 ve finální podobě



### 5.2.3 Náhradní snímač s piezoměničem KPT2038W

Po úvaze zda by bylo možné použít pro snímání srdečních ozev i jiný senzor než elektretový mikrofón, padla volba na obyčejnou piezoelektrickou membránu, která má co se ostatních snímačů týče nejjednodušší konstrukci a princip.

Princip piezoelektrického jevu se zakládá na schopnosti generovat napětí, působením tlaku na krystal, který nemá střed symetrie. Typickým a nejčastěji používaným krystalem bývá křemen, ale dnes častěji používá piezoelektrická keramika, která má mnohem lepší citlivost.

Pro testování byl použit piezoměnič KPT2038W. U tohoto měniče je použita piezoelektrická keramika, která má přibližně o dva řády větší citlivost než přírodní monokrystalické materiály.



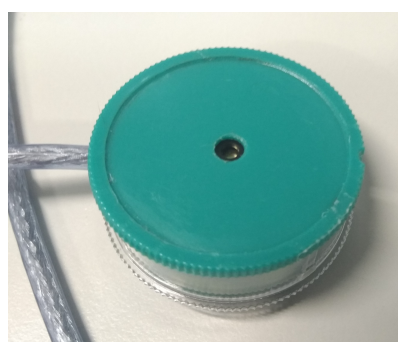
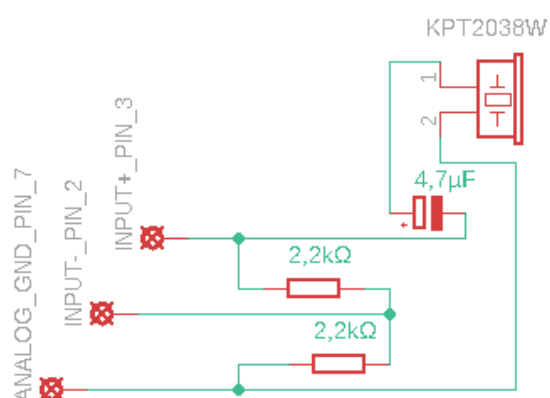
Obrázek 41: Piezoměnič KPT2038W  
[6]

Vlastnosti	Hodnoty
Maximální napětí	30 V
Rezonanční frekvence	3.8 kHz
Impedance	0.35 k $\Omega$
Rozměr	24 x 5 mm

Tabulka 4: Parametry piezoměniče KPT2038W

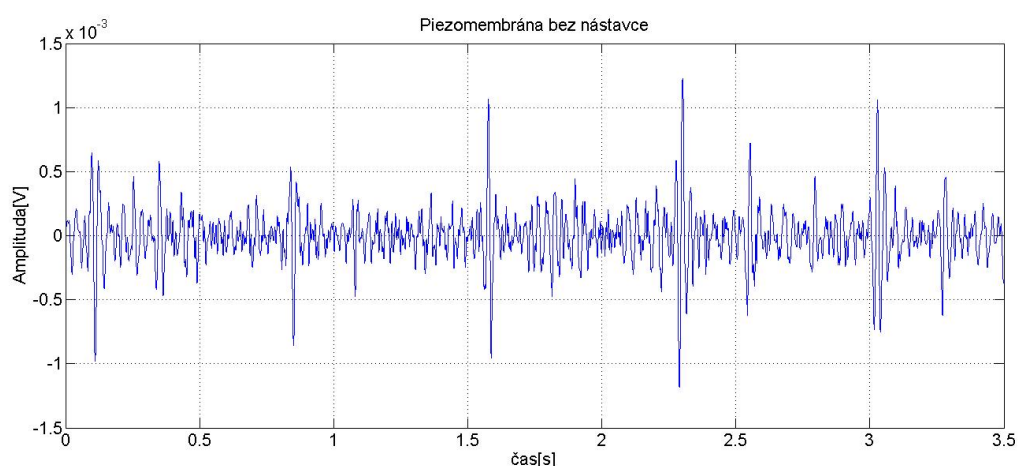
Po zkušenostech s předchozím elektretovým snímačem byl použit stejný průběh testování. Piezoelektrická membrána byla pomocí mírně upraveného elektrického obvodu, připojena k jednotce PowerLab a zapouzdřena do totožného krytu jako elektretový mikrofon. Rozdílnost elektrického obvodu spočívá pouze v tom, že v případě piezoelektrické membrány odpadá nutnost napájení, jenž byla potřebná pro tranzistorový zesilovač v elektretovém mikrofonu. Následně bylo provedeno první měření na stejném místě jako u předchozích snímačů.

Po otestování snímače bylo zřejmé, že piezoelektrická membrána díky nižší citlivosti není schopná generovat stejně velké napětí jako elektretový mikrofon. Na záznamu je viditelné, že amplitudy jednotlivých ozev jsou sotva viditelné a převážně se ztrácejí v šumu.



Obrázek 42: Schéma zapojení piezoměniče KPT2038W

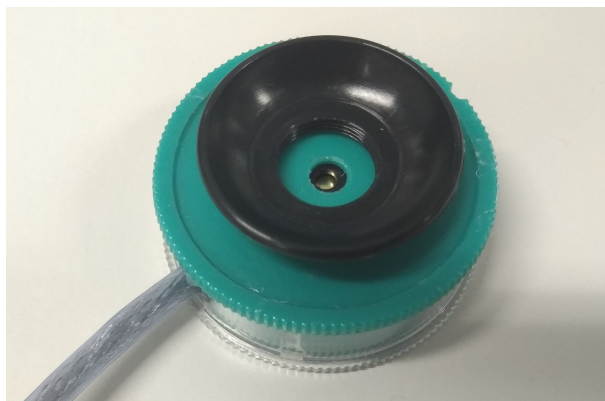
Obrázek 43: Zapouzdření piezoměniče KPT2038W



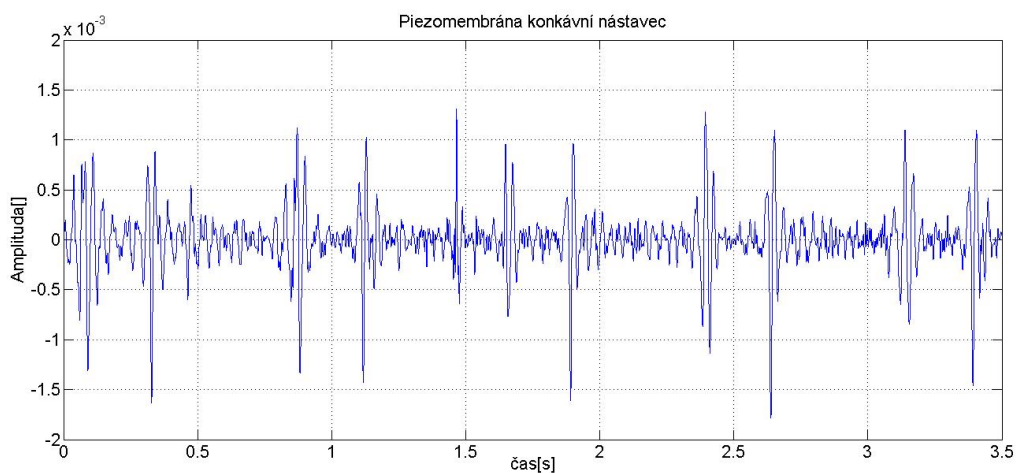
Obrázek 44: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W

Následně byly pro akustické zesílení ozev použity totožné nástavce jako v případě elektretového snímače. Jako první byl použit konkávní nástavec.

Z vykresleného grafu je patrné mírné zlepšení, ozvy jsou celkem zřetelně viditelné. I přes tuto skutečnost jejich amplituda dosahuje pouze hodnot okolo 1 mV, což je v porovnání s elektretovým snímačem MCE100 NEW2 a totožným nástavcem 6krát nižší hodnota.



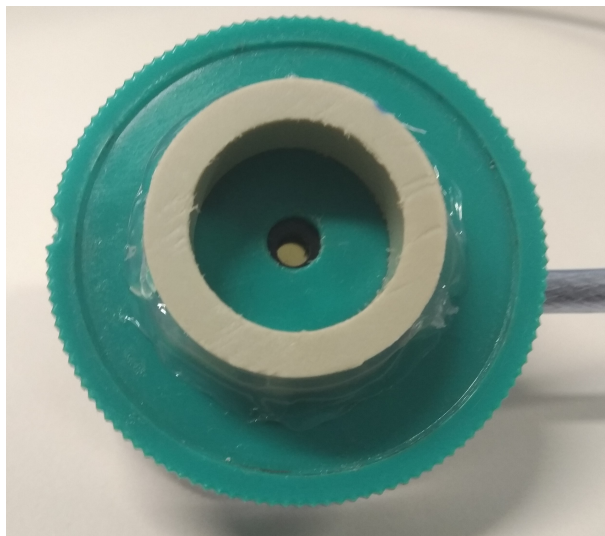
Obrázek 45: Pouzdro piezoelektrického snímače KPT2038W s konkávním nástavcem



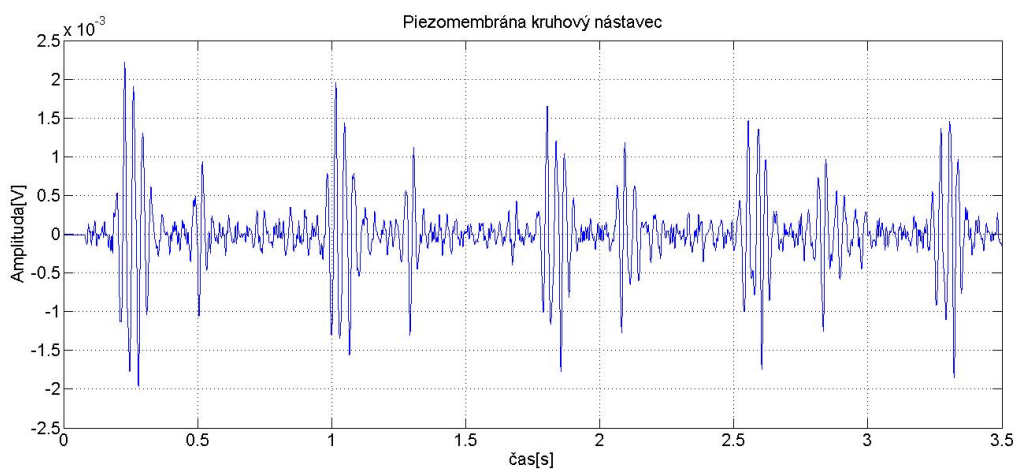
Obrázek 46: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W a konkávním nástavcem

Jako druhý byl použit kruhový nástavec s vnitřním průměrem 18 mm, který byl opět připevněn pomocí tavné pistole.

V tomto případě dosahovaly hodnoty amplitud v průměru 1,5–2 mV, což je opět přibližně 6krát nižší hodnota než o elektretového snímače MCE100 NEW2 s kruhovým nástavcem.



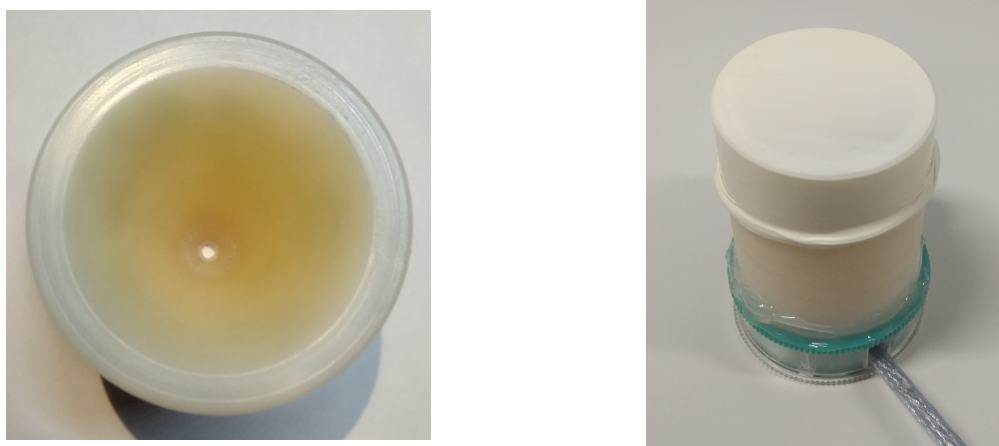
Obrázek 47: Pouzdro piezoelektrického snímače KPT2038W s kruhovým nástavcem



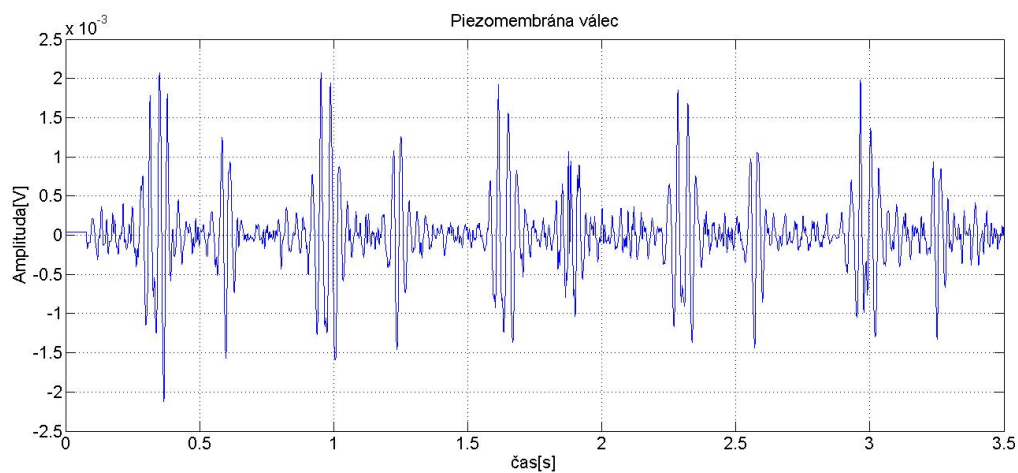
Obrázek 48: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W a kruhovým nástavcem

Jako další byl použit navržený nástavec ze silonového válce. Uvnitř válce je vysoustružen jehlanový tvar, který má na jedné straně otvor o průměru 32 mm a na druhé pouze 3 mm.

Po otestování tohoto nástavce se hodnoty výrazně nezlepšily, amplitudy snímaných srdečních ozev dosahovaly hodnot kolem 2 mV.



Obrázek 49: Snímač s piezoměničem KPT2038W a vytvořeným nástavcem



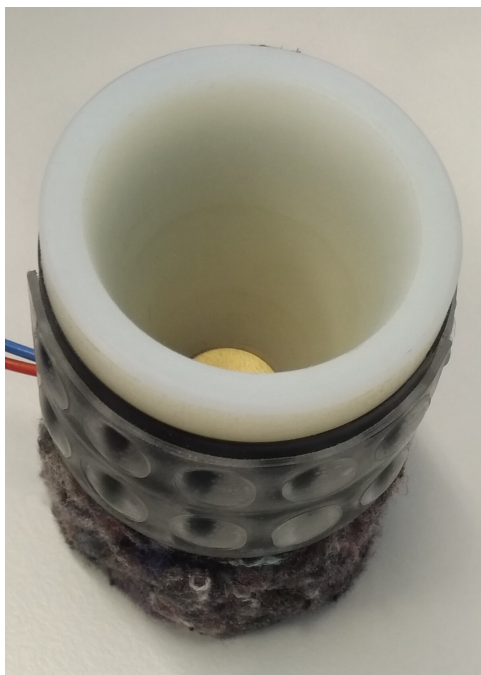
Obrázek 50: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W a válcovým (jehlanovým) nástavcem

V konečné fázi bylo potřeba stejně jako v případě elektretového snímače, odstranit možnost vzniku zvukových artefaktů vznikajících vrzáním plastové krabičky a pohybem prstů po těle válce.

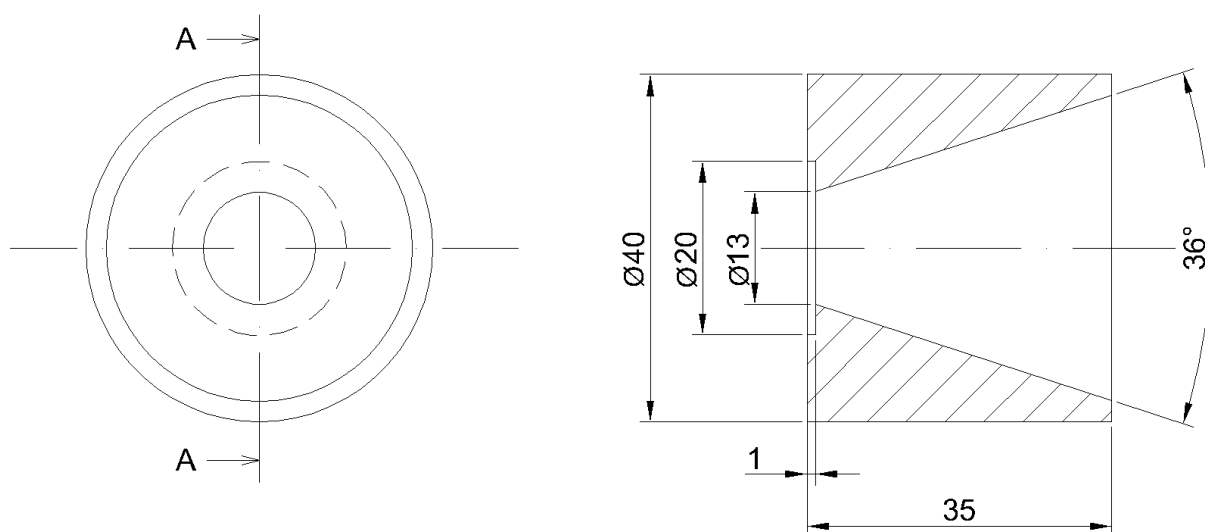
Artefakty vznikající plastovou krabičkou byly vyřešeny následujícím způsobem, elektronika byla zapouzdřena do vlastní krabičky a silonový válec byl upraven tak, aby bylo možné piezomembránu umístit přímo do jeho těla. Tělo silonového válce bylo opatřeno silikonovými gripy, které spolehlivě eliminují vznik zvukových artefaktů způsobených pohybem prstů po válci. V případě piezoměniče bylo potřeba tělo válce upravit. Samotná piezomembrána byly vyjmuta z ochranného pouzdra a byla vložena přímo do milimetrového výbrusu na vrcholu válce o průměru 20 mm. Tímto krokem zároveň došlo ke zvětšení plochy, na kterou mohou akustické ozvy působit, tato plocha má velikost kruhu o průměru 13 mm.

Tím, že došlo k odstranění ochranného pouzdra piezomembrány, bylo potřeba zajistit aby nedocházelo ke generování napětí vlivem okolních zvuků, které by působily na odkrytou zadní plochu piezomembrány. Tento problém byl vyřešen použitím zvukové izolační hmoty Airen sAilent, kterou byla překryta zadní část membrány.

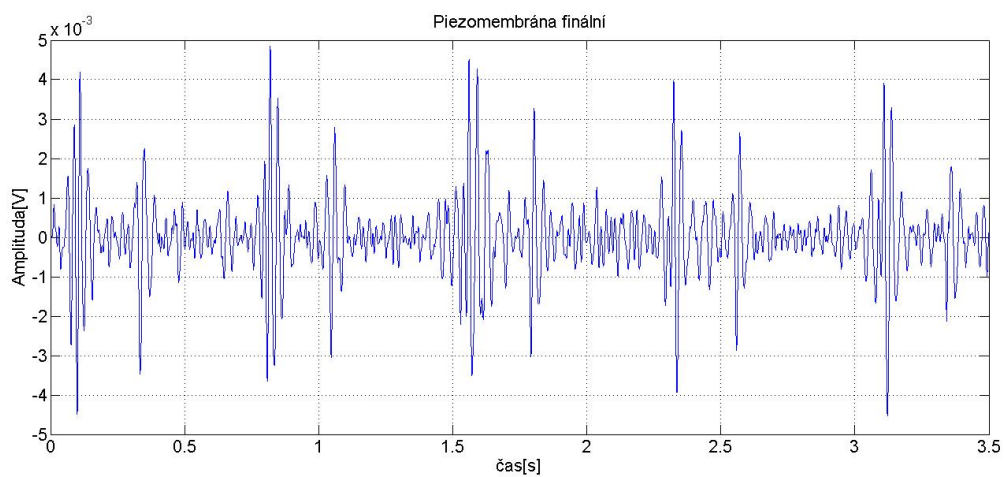
Po této finální úpravě bylo opět provedeno měření a bylo zjištěno, že výsledné hodnoty amplitud jsou výrazně lepší. Toto výrazné zlepšení je s největší pravděpodobností způsobeno zvětšením plochy pro snímání. Hodnoty amplitud snímaných ozev jsou v tomto případě na úrovni



Obrázek 51: Finální podoba snímače s piezoměničem KPT2038W



Obrázek 52: Technický nákres silonového válce pro piezomembránu KPT2038W



Obrázek 53: Hodnoty naměřené náhradním snímačem s piezoměničem KPT2038W ve finální podobě

## 6 Porovnání naměřených hodnot

### 6.1 Náhradní elektretový snímač MCE100 NEW2

Pro názornost a možnost porovnání jsou vykresleny nasnímané křivky pod sebe do jednoho obrazce s jednotným nastavením os. Další obrazec zobrazuje křivky s osami nastavenými tak, aby byla nasnímaná data dostatečně viditelná.

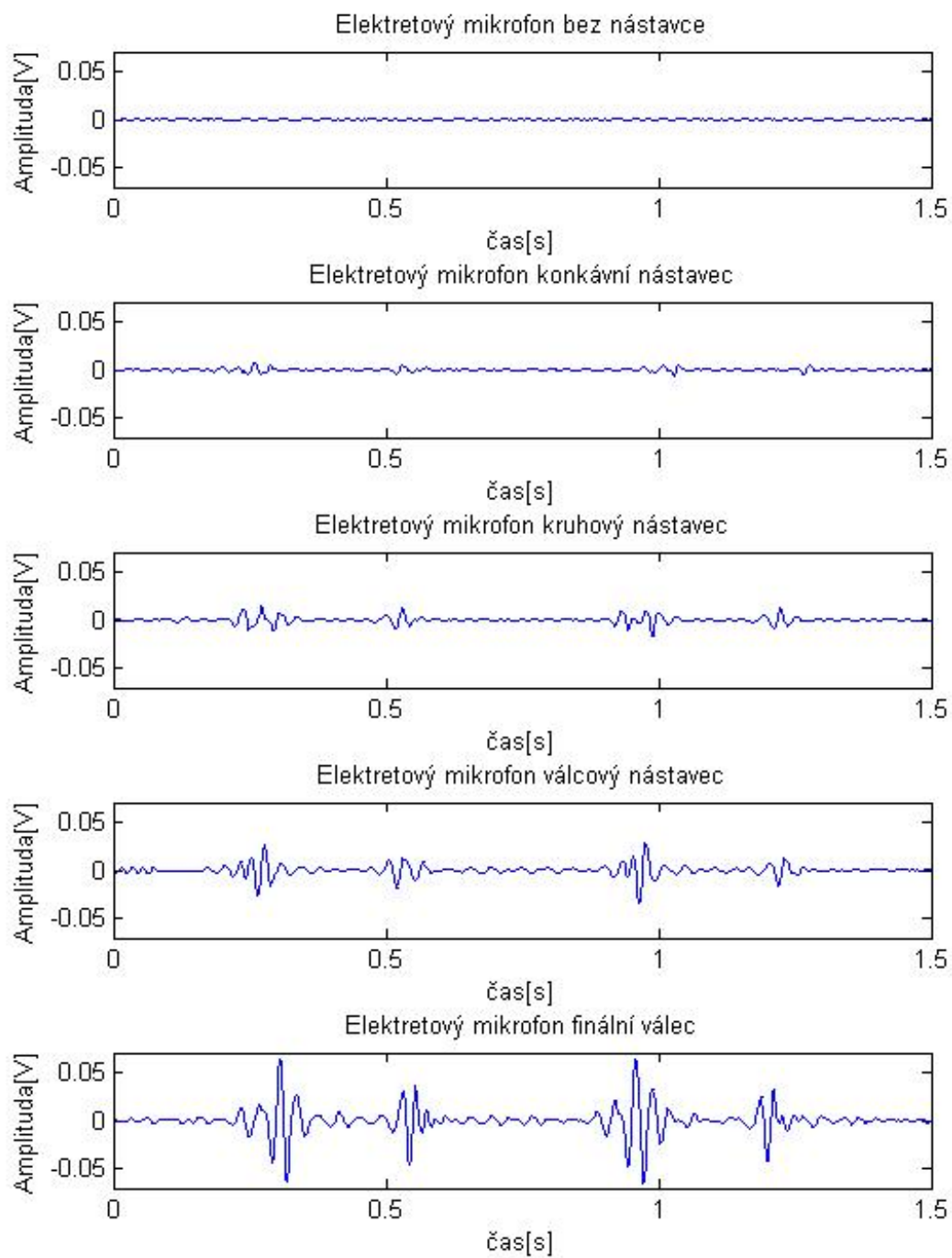
Na prvním grafu je zřetelně viditelné, že vhodný tvar nástavců je velmi důležitý pro akustické zesílení ozev. Při porovnání signálů, je velmi dobře patrné, že vhodným tvarem hlavice (nástavce) je možné dosáhnout velkého akustického zesílení. Díky dobrému akustickému zesílení srdečních ozev, je možné docílit i toho, že do obvodu nebude nutné přidávat zesilovač. V případě finálního snímače jsou hodnoty amplitud signálu 40krát větší než je tomu v případě snímače bez nástavce.

Konkrétní porovnání hodnot nasnímaných amplitud jsou zobrazeny v tabulce.

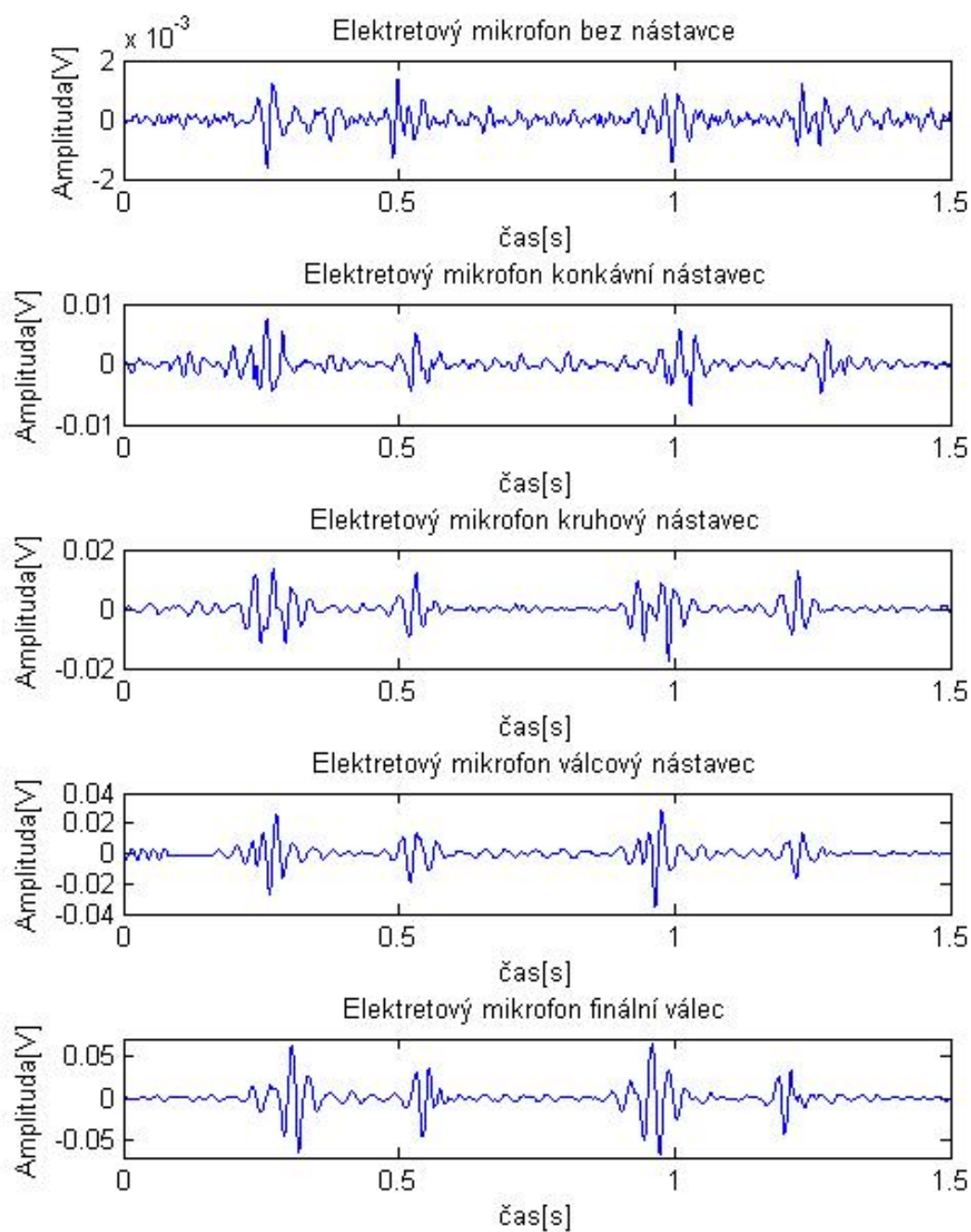
Druh použitého nástavce	Hodnoty
Elektretový snímač bez nástavce	1,5 mV
Elektretový snímač s konkávním nástavcem	8 mV
Elektretový snímač s kruhovým nástavcem	15 mV
Elektretový snímač s válcovým nástavcem	25 mV
Finální elektretový snímač	55 mV

Tabulka 5: Hodnoty amplitud srdečních ozev nasnímané náhradním elektretovým snímačem MCE100 NEW2





Obrázek 54: Porovnání naměřených hodnot náhradního elektretového snímače MCE100 NEW2 v jednotném měřítku os.



Obrázek 55: Porovnání naměřených hodnot náhradního elektretového snímače MCE100 NEW2 s individuálním nastavením os. Individuální nastavení je použito z důvodu viditelnosti nasnímaných dat.

## 6.2 Náhradní piezo snímač KPT2038W

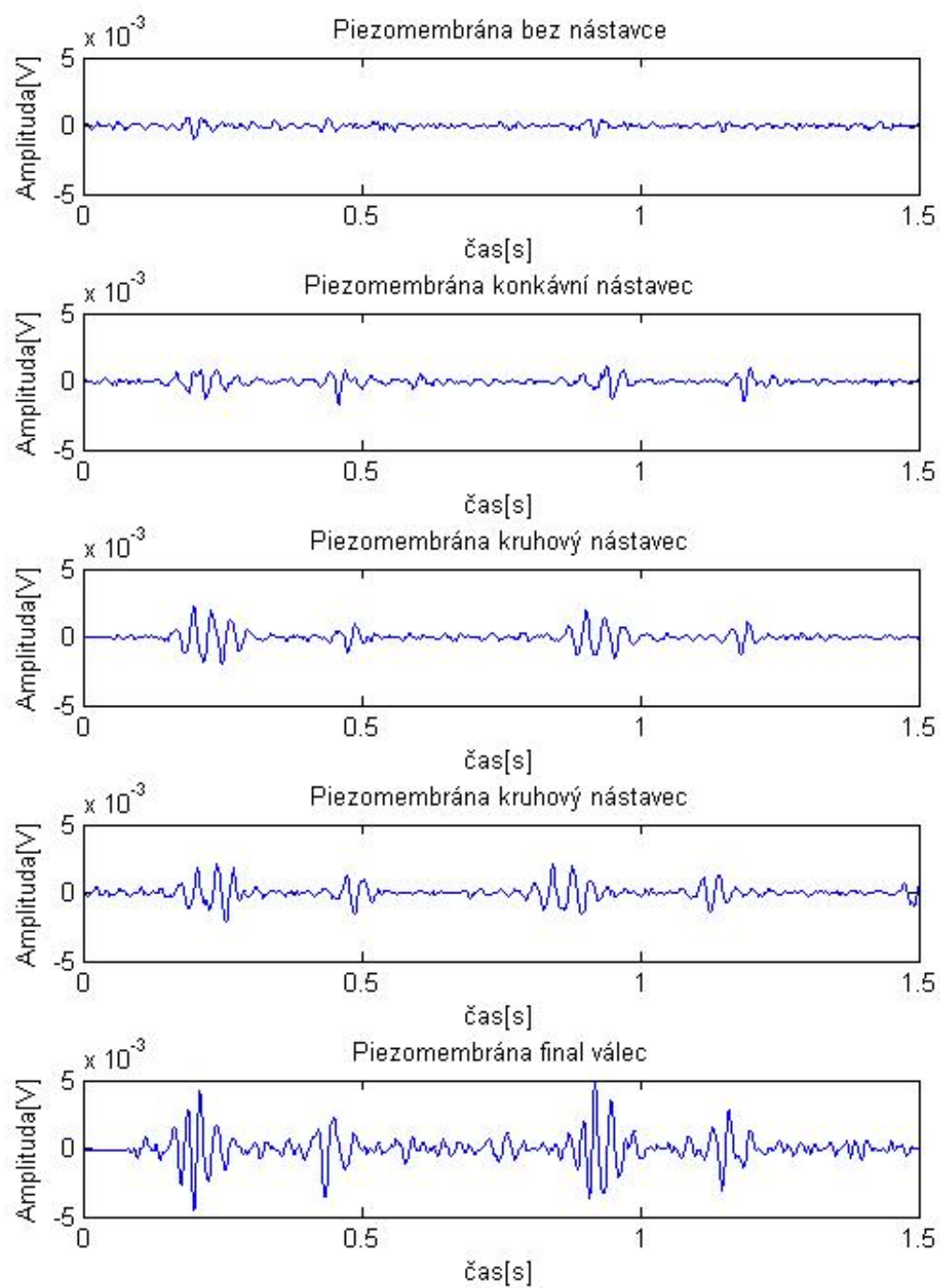
Pro názornost a možnost porovnání jsou vykresleny nasnímané křivky pod sebe do jednoho obrazce s jednotným nastavením os. Další obrazec zobrazuje křivky s osami nastavenými tak, aby byla nasnímaná data dostatečně viditelná.

Na prvním grafu je zřetelně viditelné, že vhodný tvar nástavců je velmi důležitý pro akustické zesílení ozev, stejně jako tomu bylo u elektretového snímače MCE100 NEW2. V porovnání snímače bez nástavce a finálního snímače, jsou hodnoty amplitud u finálního snímače 10krát větší. U finálního snímače byl zaznamenán velký nárůst amplitudy vůči snímači s válcovým nástavcem. S největší pravděpodobností za to může odstranění krytu membrány, tím se zvětšila plocha piezoelektrické membrány na níž mohou působit akustické vlny.

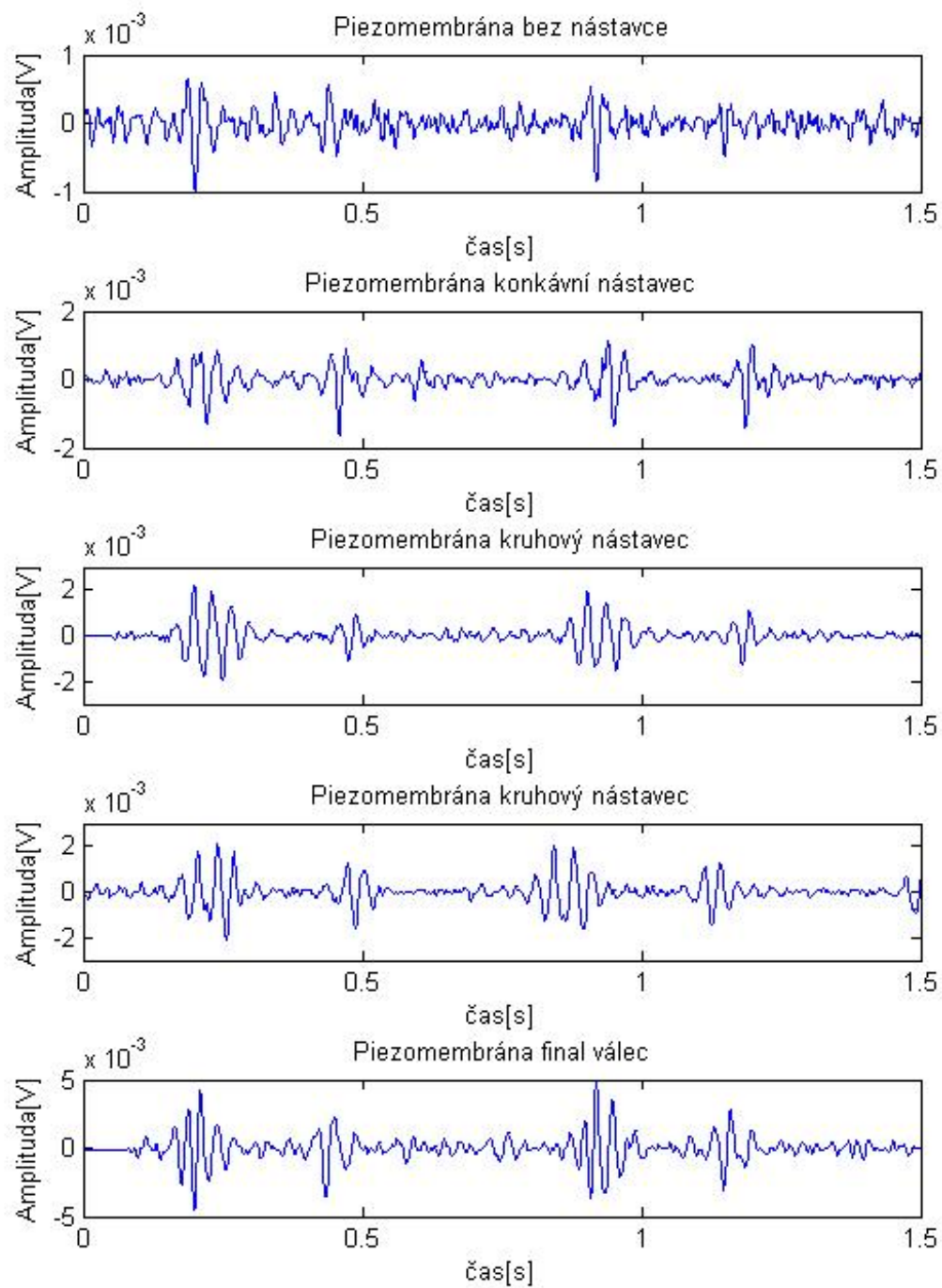
Konkrétní porovnání hodnot nasnímaných amplitud jsou zobrazeny v tabulce.

Druh použitého nástavce	Hodnoty
Piezo snímač bez nástavce	0,6 mV
Piezo snímač s konkávním nástavcem	1 mV
Piezo snímač s kruhovým nástavcem	2 mV
Piezo snímač s válcovým nástavcem	2 mV
Finální piezo snímač	5 mV

Tabulka 6: Hodnoty amplitud srdečních ozev nasnímané náhradním piezo snímačem KPT2038W



Obrázek 56: Porovnání naměřených hodnot náhradního piezo snímače KPT2038W v jednotném měřítku os.



Obrázek 57: Porovnání naměřených hodnot náhradního piezo snímače KPT2038W s individuálním nastavením os. Individuální nastavení je použito z důvodu viditelnosti nasnímaných dat.

### 6.3 Porovnání vytvořených snímačů s referenčním

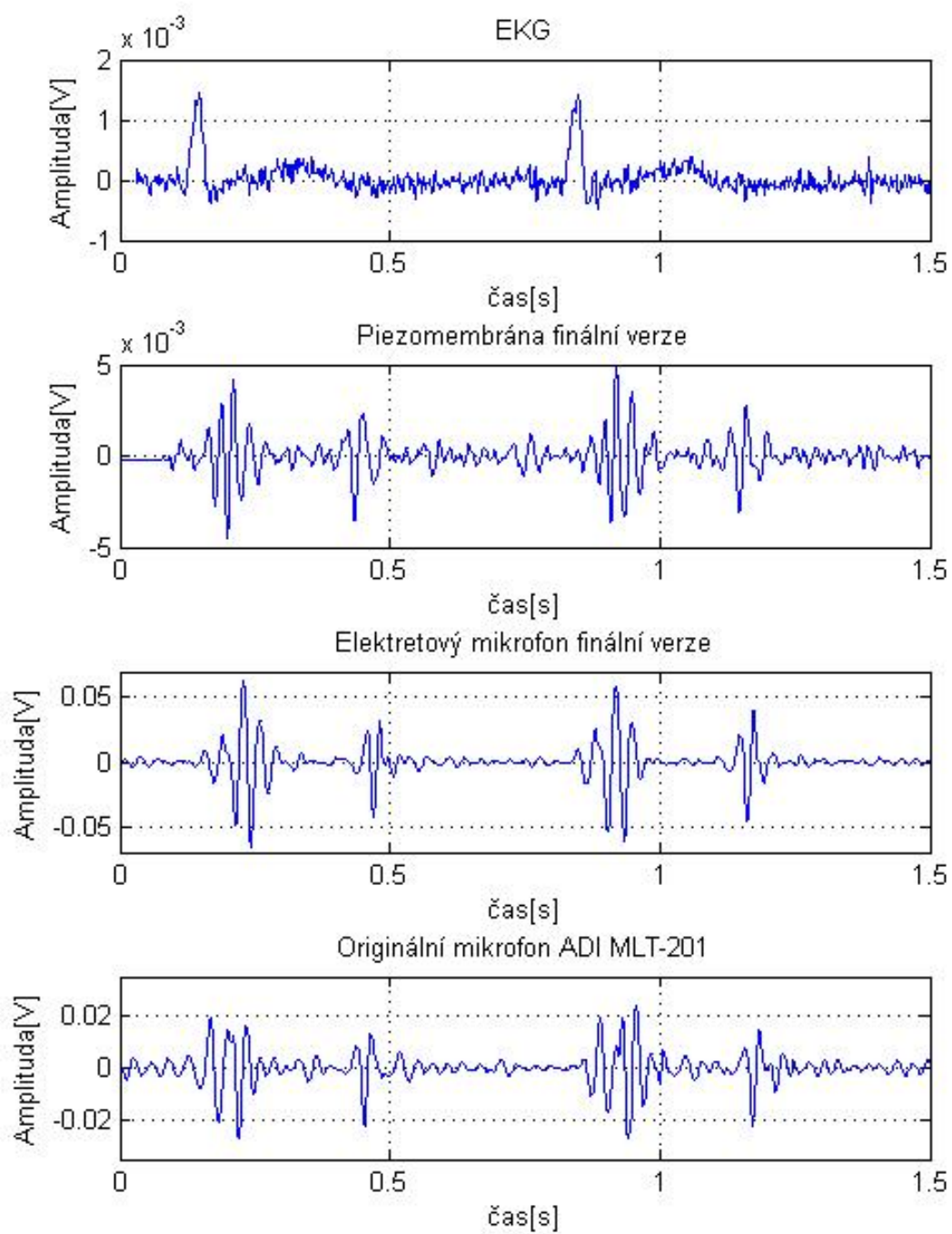
Z grafů je možné vidět, že oba náhradní snímače jsou schopny srdeční ozvy zaznamenávat.

Piezoelektrický snímač KPT2038W ovšem vlivem nižší citlivosti a absence integrovaného předzesilovače, který má elektretové mikrofony zabudovaný ve svém těle, není schopen generovat amplitudy takové intenzity, jako je tomu právě v případě elektretových snímačů. Maximální hodnoty amplitud dosahují přibližně 5 mV.

Elektretový snímač MCE100 NEW2, který byl navržen jako adekvátní náhrada referenčního snímače, dokáže díky vhodně navrženému tvaru hlavičky generovat amplitudy s vyšší hodnotou. Při testování dosahovaly hodnoty amplitud v průměru 55 mV, což jsou téměř 3krát vyšší hodnoty, než v případě referenčního snímače MLT-201. Díky vyšším hodnotám samotných ozev, vzniká lepší poměr snímaných ozev a šumu. Konkrétní porovnání hodnot nasnímaných amplitud jsou zobrazeny v tabulce.

Typ snímače	Hodnoty
Finální piezo snímač KPT2038W	5 mV
Finální elektretový snímač MCE100 NEW2	55 mV
Originální snímač ADI MLT-201	20 mV

Tabulka 7: Hodnoty amplitud srdečních ozev nasnímané referenčním snímačem MLT-201 a náhradními snímači ve finální podobě



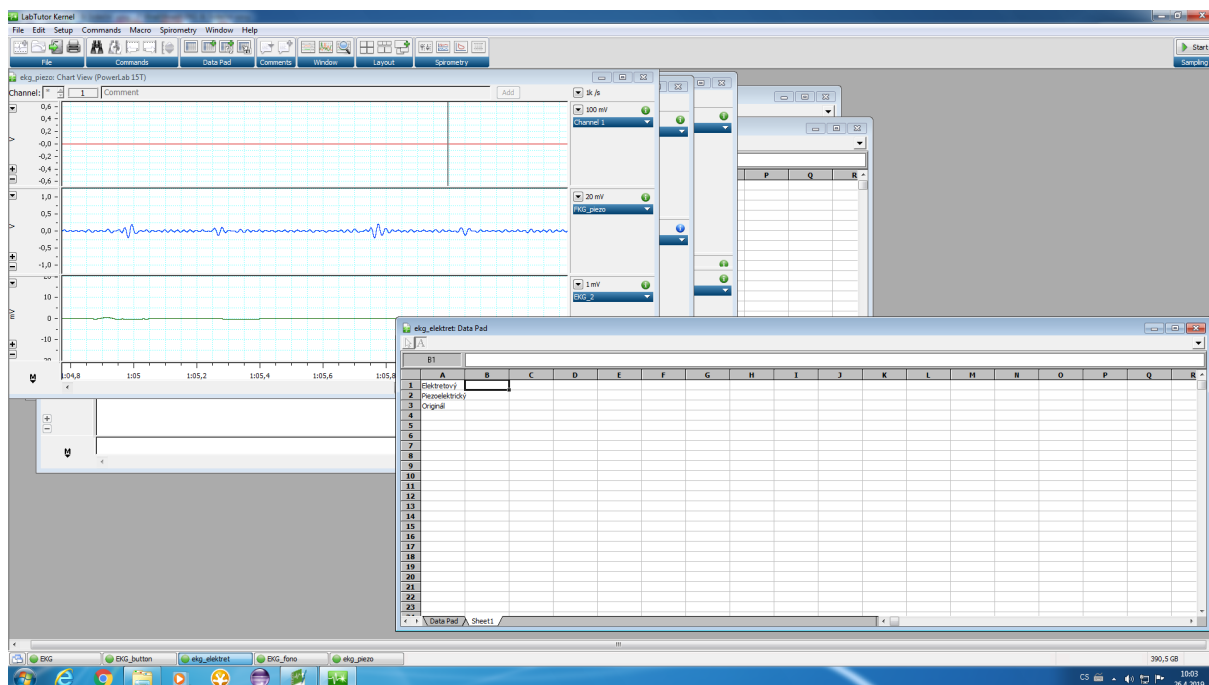
Obrázek 58: Porovnání naměřených hodnot náhradních snímačů s referenčním snímačem MLT-201.

## 7 Prostředí pro vypracování laboratorní úlohy – LabTutor

Toto prostředí v sobě zahrnuje 3 základní programy: Kernel, LabAuthor, LabTutor.

### 7.1 Kernel

Jedná se o hlavní program, který zajišťuje měření, zpracování a následné zobrazování dat v reálném čase. Propojuje počítač s měřicí jednotkou PowerLab a zároveň zajišťuje obsluhu samotné měřicí jednotky. Používá se především pro vytváření oken grafů, nastavování parametrů jednotlivých měřicích kanálů. Na měřený signál je možné skrz něj aplikovat velké množství nastavitelných filtrů, výpočtů, atd.. Systém Kernel se stará i o veškeré vytvořené tabulky, naměřená data a ukládá je do souborů. V případě žádosti programu LabAuthor nebo LabTutor zobrazí konkrétní data v příslušném nakonfigurovaném okně.

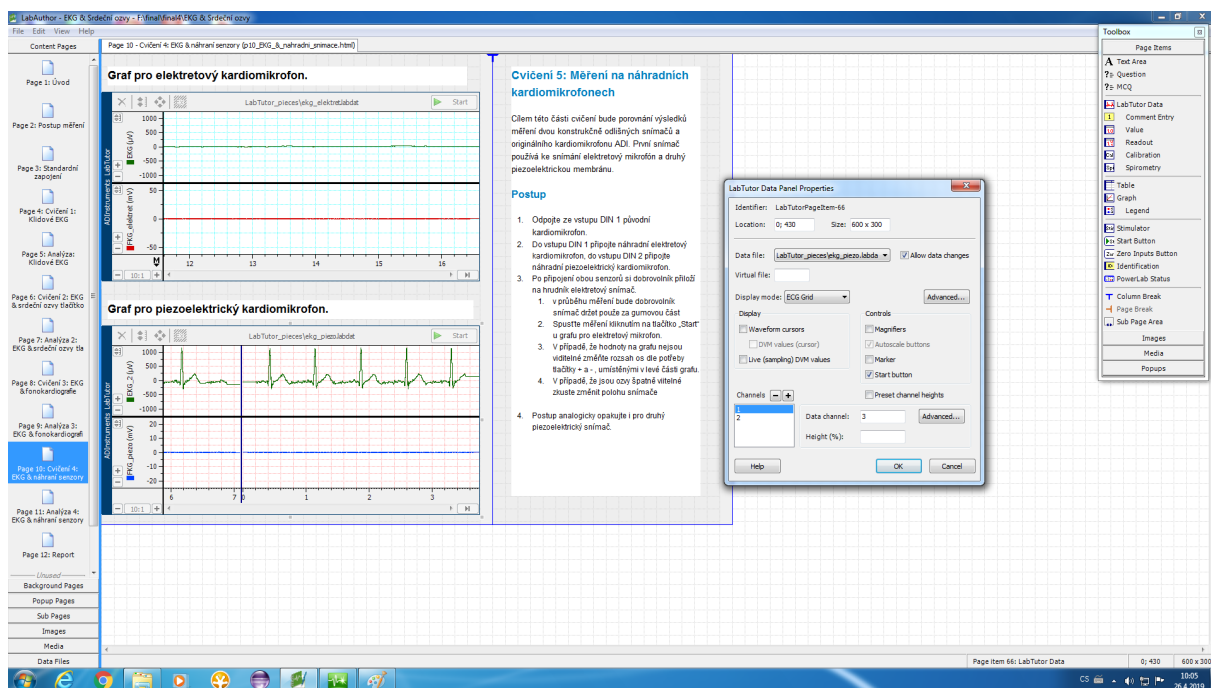


Obrázek 59: Prostředí Kernel pro ovládání měřicí jednotky.



## 7.2 LabAuthor

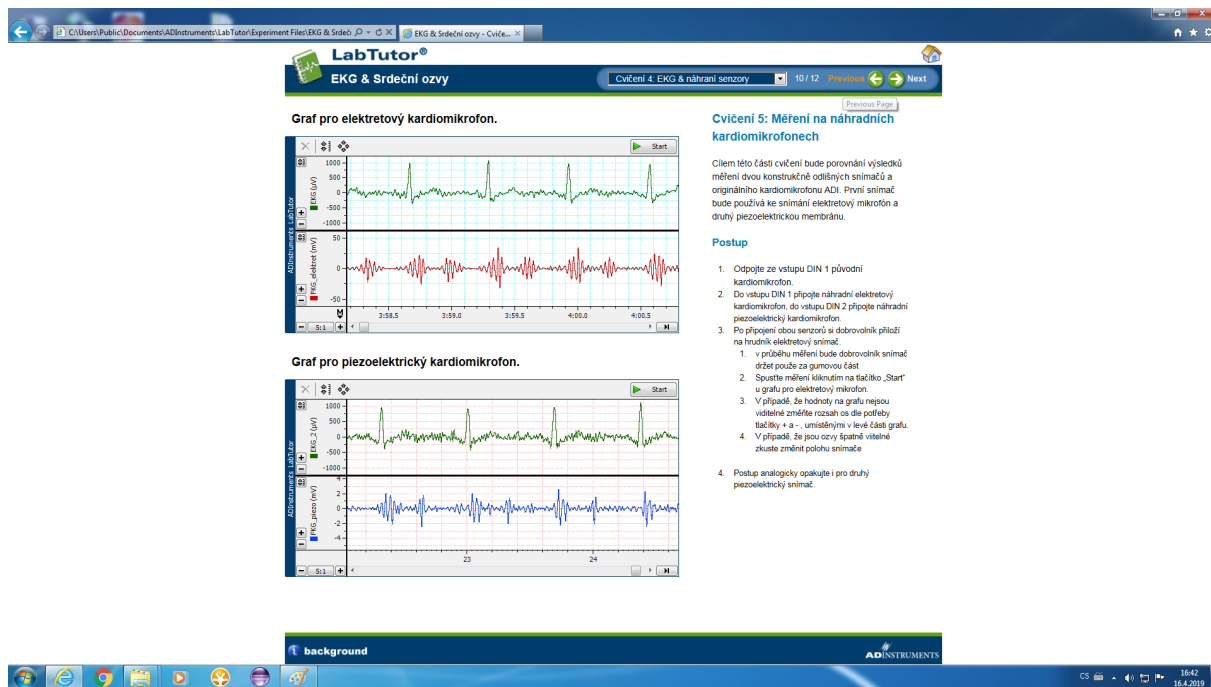
Jedná se o vývojové prostředí od společnosti ADInstruments, které slouží k tvorbě laboratorních úloh a experimentů ve formě HTML stránek, zobrazitelných skrze webový prohlížeč. Samotné prostředí bylo využito z důvodu kompatibility s ostatním použitým vybavením, jelikož měřicí jednotka PowerLab i referenční senzor MLT-201 pochází od stejné společnosti. Výhodou tohoto vývojového prostředí je možnost vytvářet HTML stránky bez znalostí programování v jazyce HTML. Tvorba stránek probíhá formou vkládání již hotových polí a oken do prostoru stránky, kde se poté v položce možnosti nastaví jednotlivé atributy a odkazy na zdroj, ze kterého budou data čerpána. Další výhodou pracovního prostředí je přehlednost a možnost vytvořit libovolný počet stránek. Tím je možné rozložit úlohu do přehledných bloků a ke každému bloku vložit popis a postup měření. V případě, že je potřeba k úlohám dodat větší množství teorie, je možné ji umístit na stránku „Background“, kterou si mohou v programu LabTutor studenti zobrazit kliknutím na stejnojmenné tlačítko. Celá vytvořená úloha se následně uloží a nainstaluje do příslušné složky v níž jsou uloženy úlohy pro studenty.



Obrázek 60: Prostředí pro vytváření experimentů LabAuthor.

### 7.3 LabTutor

Toto prostředí je určeno studentům k provedení experimentu a vyhodnocení naměřených dat. Studentovi se po spuštění programu LabTutor zobrazí nabídka experimentů, z níž si vybere experiment, který má zadán a dle pokynů umístěných na ploše příslušné stránky jej provede. Toto prostředí již neumožňuje měnit vzhled stránky, a nastavovat vlastnosti vykreslovaných grafů. Prostředí studentovi umožňuje nastavovat pouze věci, které mu byly zpřístupněny tvůrcem dané úlohy. Tím je zabráněno, aby student prováděl činnosti, které mu nepřísluší.



Obrázek 61: Prostředí Labtutor je určeno pro studenty k provedení experimentu.

## 8 Zadání laboratorní úlohy

### Kardiografie a fonokardiografie

#### 8.1 Nastudujte

- PENHAKER, Marek. Zdravotnické elektrické přístroje. Ostrava, 2013. Vysoká škola báňská - technická univerzita Ostrava. ISBN 978-80-248-3107-7.
  - Kapitola 5, Elektrokardiografie, balistografie, fonokardiografie.
- PENHAKER, Marek. Snímače a senzory v biomedicině. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013. ISBN 978-80-248-3104-6.
  - Kapitola 11.3, Fonokardiografie.

#### 8.2 Cíle úlohy

Prostřednictvím laboratorní úlohy se naučíte:

- Pochopit princip a význam fonokardiografie.
- Používat senzory určené k snímání srdečních ozev.
- Princip konstrukce a fungování jednotlivých snímačů.

#### 8.3 Použité vybavení

- Počítač se systémem Windows XP a novější.
- Program LabTutor verze 3
- PowerLab 15T
- Klipsnové či nalepovací elektrody pro snímání EKG 3ks
- Fonendoskop 1ks
- Tlačítko ADInstruments 1ks
- USB kabel A-B 1ks
- EKG gel
- Kardiomikrofon ADInstruments MLT-201 1ks
- Alternativní kardiomikrofon s elektretovým mikrofonom MCE NEW2 1ks
- Alternativní kardiomikrofon s piezoelektrickou membránou KPT2038W 1ks

## 8.4 Zadání úloh

1. V programu LabTutor změřte EKG. Z naměřených dat určete tepovou frekvenci, amplitudu a dobu trvání vlny P,T a QRS komplexu.
2. Pomocí fonendoskopu se pokuste zaznamenat srdeční ozvy a do tabulky uveďte časovou odchylku vůči EKG.
3. Snímejte srdeční ozvy pomocí kardiomikrofonu MLT-201 a do tabulky uveďte časovou odchylku vůči EKG.
4. Změřte srdeční ozvy pomocí dvou vytvořených kardiomikrofonů a porovnejte velikost amplitudy snímaných ozev u referenčního i náhradních senzorů.

## 8.5 Teoretický rozbor

### EKG svody

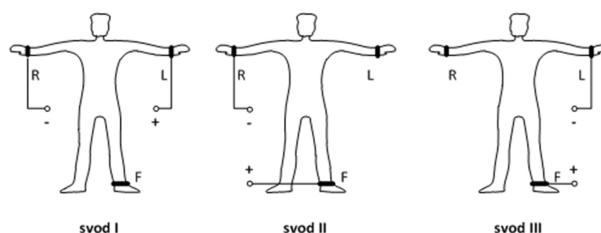
EKG snímáme z povrchu těla pacientů vhodným umístěním elektrod na kůži v oblasti končetin, hrudníku a břicha. Ke snížení přechodového odporu a přeměně iontové vodivosti na elektronovou mezi tělem a elektrodou se kůže odmašťuje a potírá speciálním gelem (solné roztoky). Často dnes používáme balónkových a samolepících elektrod, jejichž součástí je již vodivý gel.

Dnešní klinická praxe používá dvanácti svodů, které vznikají kombinací zapojení devíti měřících elektrod. Umístění a způsob měření dělíme do tří skupin dle autorů. [18]

- Einthovenovy bipolární končetinové svody ( I, II, III ),
- Goldbergerovy unipolární končetinové svody ( aVR, aVL, aVF ),
- Wilsonovy unipolární hrudní svody ( V1, V2, V3, V4, V5, V6 ).

### Einthovenovy svody

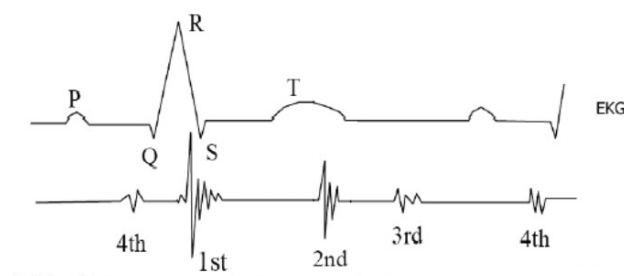
Pokud pomyslně spojíme zápěstí upaženého člověka a jeho kotník levé nohy, vytvoříme rovnostranný trojúhelník. Do vrcholů trojúhelníku umístíme elektrody a snímáme bipolárně viz Obrázek 62 tři svody, tzn. vždy dvě elektrody vůči sobě (levá ruka  $\times$  pravá ruka - I, noha  $\times$  pravá ruka - II, noha  $\times$  levá ruka - III).



Obrázek 62: Bipolární Einthovenovy svody  
[18]

### Srdeční ozvy

Při každém srdečním cyklu lze nad srdcem za pomoci fonendoskopu poměrně dobře slyšet dva zvuky. Tyto dva zvuky označujeme jako srdeční ozvy. Ozvy vznikají díky rychlému otevírání a zavírání chlopní, zároveň při kontrakci papilárních svalů dochází k napínání šlašin, výsledkem těchto činností jsou kmity o frekvenci 25–500 Hz. V případě, že použijeme místo klasického stetoskopu elektronický, zjistíme, že na záznamu je možné vidět ozvy čtyři.[18]



Obrázek 63: Elektrokardiogram a fonokardiogram  
[18]

### První srdeční ozva

První ozva je ze všech nejdelší, doba jejího trvání může být až 150 ms. Začátek ozvy se objevuje v QRS komplexu a to přibližně 50–70 ms po jeho začátku, což přibližně odpovídá vrcholu R, frekvence těchto kmitů bývá 25–45 Hz.

Pro poslech první ozvy je v případě poslechu mitrální chlopně (levá část srdce) nejvhodnější umístění stetoskopu v pátém mezižebří medioklavikulárně vlevo u tzv. srdečního hrotu. V případě poslechu trikuspidální chlopně (práva část srdce) je vhodné umístit stetoskop ve čtvrtém až pátém mezižebří parasternálně vpravo.[16, 18]

### Druhá srdeční ozva

Vznik druhé ozvy zapříčiňují pulmonální a aortální poloměsíčité chlopně, které se uzavírají na konci ejekční (vypuzovací) fáze. Narozdíl od první srdeční ozvy je kratší a objevuje se na konci nebo až po skončení T vlny.

Pro poslech aortální chlopně je nejvhodnější místo pro umístění stetoskopu druhé mezižebří parasternálně vpravo. V případě poslechu pulmonální chlopně je nejvhodnější umístění stetoskopu rovněž v druhém mezižebří, ovšem parasternálně vlevo.

Tato ozva se dělí na dvě fáze, v dospělosti ovšem dochází k jejich splynutí. První fáze značí uzavření aortální chlopně a druhá fáze uzavření pulmonální chlopně. Časový odstup těchto dvou fází může prodloužit inspirium (nádech), v tu chvíli dochází ke snížení nitrohruďního tlaku a tím k vyššímu plnění pravé síně krví. Vyšší plnění síně rovněž znamená i následné vyšší plnění komory a ve chvíli vypuzení krve do plicnice je zapotřebí delší doba než se krev vypudí z komory a tím dojde ke zpoždění druhé fáze.[16, 18]

### Třetí srdeční ozva

Třetí srdeční ozva se může objevit na začátku diastoly v případě, že do komor proudí krev vysokou rychlostí a tím dochází k rozkmitání stěn komor. Tuto ozvu lze zaznamenat u dětí, kde má fyziologický charakter, u dospělých má charakter patologický. Objevuje se 100–120 ms po

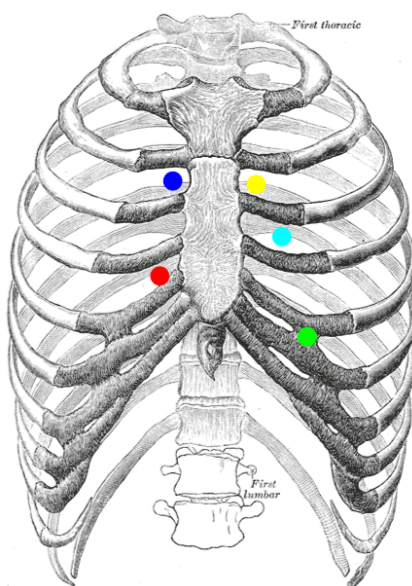
skončení repolarizace komor, na EKG je viditelná jako vlna T.[16, 18]

### Čtvrtá srdeční ozva

Čtvrtá srdeční ozva se může objevit na konci diastoly v případě, kdy je krev ze síní rychle vypuzena do komor a tím dochází ke chvění komorových stěn. U zdravého člověka se neobjevuje, jelikož kontrakce síní je velice slabá a neprojevuje se vznikem ozvy. V případě kdy se čtvrtá ozva objeví může to značit selhávající komoru.[16, 18]

### Auskultace srdce

Jedná se o poslechovou metodu vyšetření srdce, která se provádí za pomoci fonendoskopu. Toto vyšetření lze provádět ve třech polohách, vsedě, vleže na levém boku nebo vleže na zádech, přičemž fonendoskop musí být přiložen přímo na kůži. Pro nalezení správného místa pro umístění fonendoskopu je možno použít palpaci (vyšetření pohmatem). Pro každou chlopeň je vhodné zvolit místo, které je co nejbližší vyšetřované chlopni viz Obrázek 64. Tmavě modrá barva značí aortální chlopeň, žlutá barva pulmonální chlopeň, červená barva trikuspidální chlopeň, zelená barva mitrální chlopeň a světle modrá barva Erbův bod. [19]



Obrázek 64: Poslechová místa  
[12]

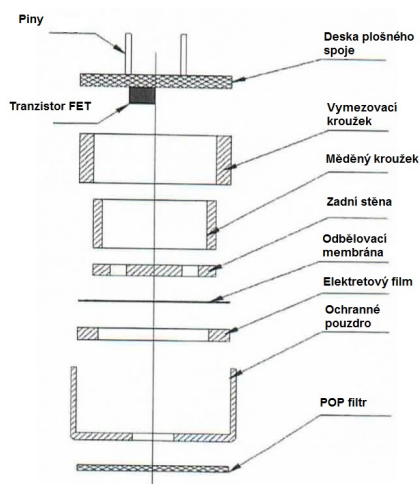
### Erbův bod

Jedná se o místo ve třetím mezižebří vlevo parasternálně, kde jsou nejlépe slyšet všechny srdeční fenomény.

## Konstrukce snímačů

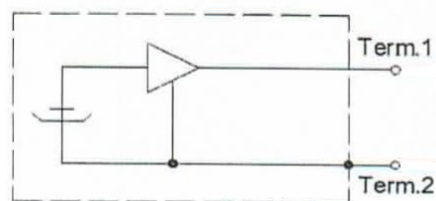
### Elektretový mikrofón

Elektretový mikrofón pracuje na principu kondenzátorového mikrofónu s rozdílem, že nepotřebuje vlastní napájení. Je tvořen elektretovou membránou, která je nevodivá, ale permanentně elektricky nabitá. Ve chvíli, kdy se membrána pohybuje dochází ke změně kapacity a napětí mezi membránou a zadní pevnou deskou. Hodnoty napětí jsou velice malé a z tohoto důvodu je v pouzdře zabudován předzesilovač (tranzistor) s vysokou vstupní impedancí. Napájení je zde požadováno pouze pro vestavěný předzesilovač.



Obrázek 65: Konstrukce elektretového mikrofónu

[1]

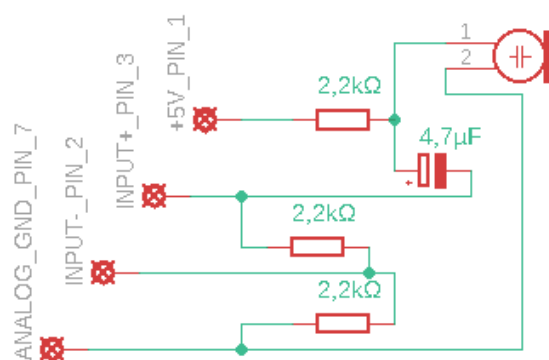


Obrázek 66: Vnitřní zapojení elektretového mikrofónu

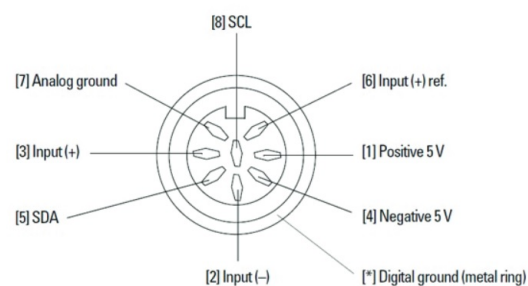
[1]

Aby bylo možné mikrofón připojit k měřicí jednotce PowerLab, je nutné použít elektrický obvod viz Obrázek 67 a koncovku DIN s osmi piny, která je kompatibilní s měřicí jednotkou. Samotným přiložením mikrofónu na místo snímání nelze téměř nic naměřit. Je potřeba intenzitu ozvu zesílit a to nejlépe pomoci hlavice s vhodným tvarem viz Obrázek 69. Hlavice vytváří prostor, který umožňuje snímat ozvy z větší plochy a směřovat je do jednoho bodu v němž je uložený mikrofón. V tomto prostoru se ozvy dobře šíří a z velké části se odstraní šum z okolí.

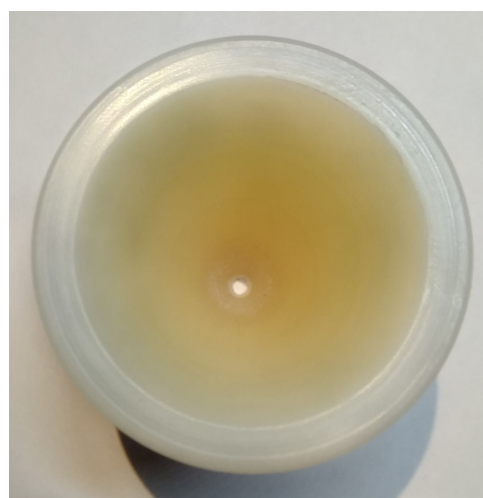
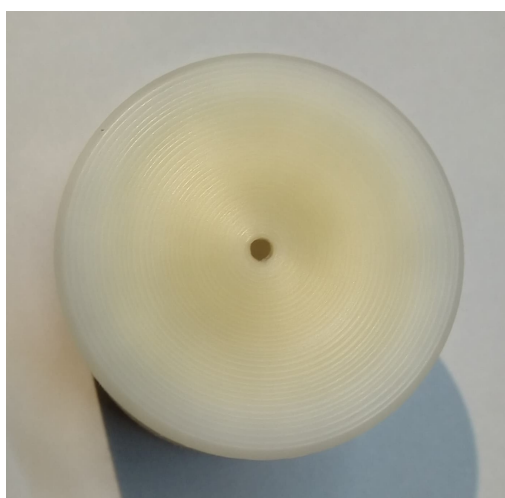




Obrázek 67: Schéma elektretového kardio-mikrofonu



Obrázek 68: Rozvržení pinů měřící jednotky PowerLab



Obrázek 69: Tvar hlavice

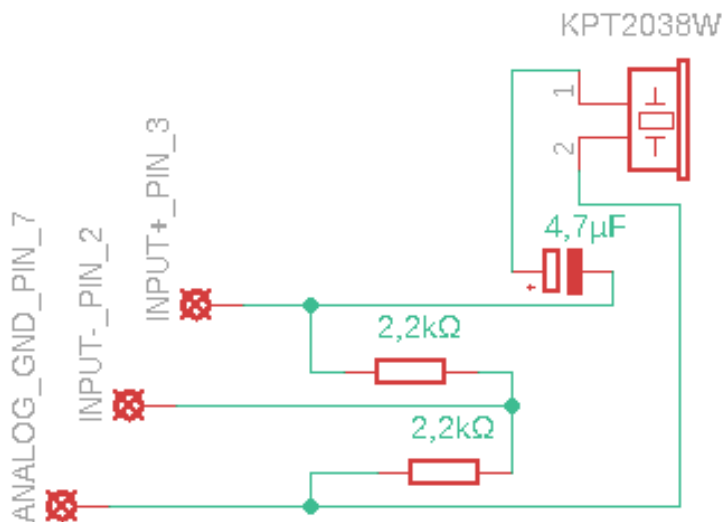
## Piezoměnič

Funkce piezoměniče je založena na principu piezoelektrického jevu. Tento jev se vyskytuje u krystalu, který není středově souměrný, typickým příkladem je krystal křemíku. U dnešních piezoměničů se spíše setkáte s piezoelektrickou keramikou, která má výrazně vyšší citlivost, než přírodní krystaly. Při deformaci těchto krystalů dochází ke generování elektrického napětí viz Obrázek 70. V porovnání s elektretovým mikrofonom má piezoelektrická membrána nižší citlivost.



Obrázek 70: Piezoelektrický jev  
[5]

Konstrukce snímače s piezoelektrickou membránou je téměř totožná jako u elektretového snímače, pouze s tím rozdílem, že u piezoelektrické membrány není potřeba externího napájení viz Obrázek 71.

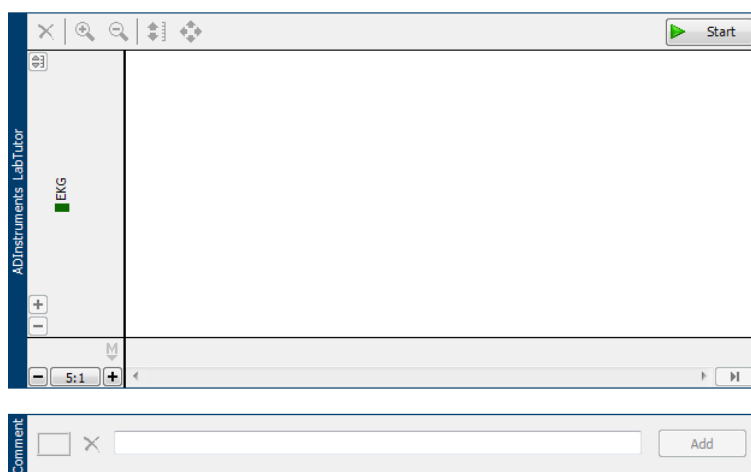


Obrázek 71: Schéma piezoelektrického snímače

## 8.6 Postup měření EKG a srdečních ozev pomocí programu LabTutor.

### 8.6.1 Postup k bodu zadání č.1

- Zapněte měřící jednotku PowerLab.
- Zapněte program LabTutor (naleznete ve složce C:/Users/Veřejné/Veřejné dokumenty/ADInstruments/LabTutor/Experiments file/EKG & Srdeční ozvy).
- Po spuštění LabTutoru a úlohy postupujte dle pokynů programu. Ve cvičení 1 máte za úkol zaznamenat klidové EKG na Vašem kolegovi. K měřící jednotce PowerLab připojte svody pro měření EKG, následně umístěte a zapojte elektrody dle obrázku umístěného v programu na straně 3.



#### Cvičení 1: Klidové EKG

Zaznamenáte a prozkoumáte hlavní složky EKG

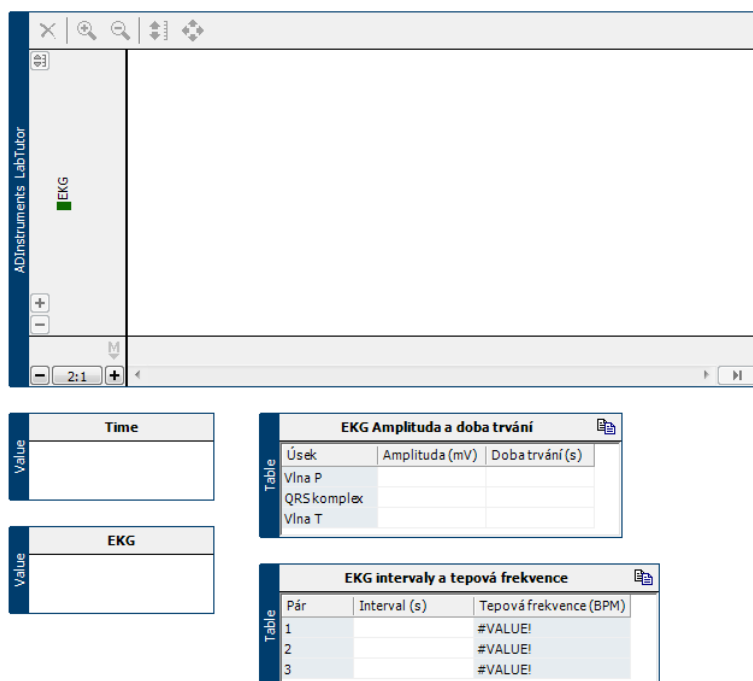
##### Postup

1. Dobrovolník se musí uvolnit a sedět co nejklidněji, aby byly minimalizovány pohybové artefakty.
  2. Vepište jméno dobrovolníka do panelu komentářů [Comment panel](#).
  3. Stiskněte [Start](#) a přidejte komentář.
- ❗ Stiskněte [Autoscale](#) podle potřeby, což umožní průběžné sledování dat v jejich celé velikosti.
4. Pokud EKG nelze zaznamenat v dobré kvalitě, zkuste, zda jsou všechny tři elektrody dobře přiloženy. Je-li signál i nadále překryt šumem a nelze jej dobře rozeznávat, zkuste [alternative attachment positions](#).
  5. Stiskněte [Stop](#).
  6. Znovu klikněte na tlačítko start. Během záznamu požádejte dobrovolníka, aby rozevřel/a a stiskl/a pěsti a pohnul/a oběma rukama kolem hrudníku a pak stiskněte tlačítko Stop.
- ❗ Stopy v záznamu se pohnou ze své úrovně a signál EKG bude přerušen. To vám ukáže, proč dobrovolník musí být během záznamu uvolněný a v klidu.
7. Když dobrovolník klidně sedí, znovu klikněte na tlačítko Start. Pokud máte záznam EKG bez pohybových artefaktů, vepište do komentáře „Klidové EKG“ a kliknutím na Add vložte.
  8. Klikněte na tlačítko Stop.

Obrázek 72: Měření křivky EKG

- Nyní můžete spustit měření kliknutím na tlačítko „START“ umístěné v pravém horním rohu grafu.
- Během měření si vyzkoušejte, jaký vliv má na EKG křivku, pohyb nebo zatnutí svalů snímané osoby.
- Po přibližně 15-ti sekundách, kdy byla snímaná osoba v klidu klikněte na tlačítko „STOP“ a přejdete na další stránku.

- Zde si podle postupu uvedeného na stránce vyplňte data do obou tabulek a přejděte k dalšímu cvičení.



### Analýza křivky EKG

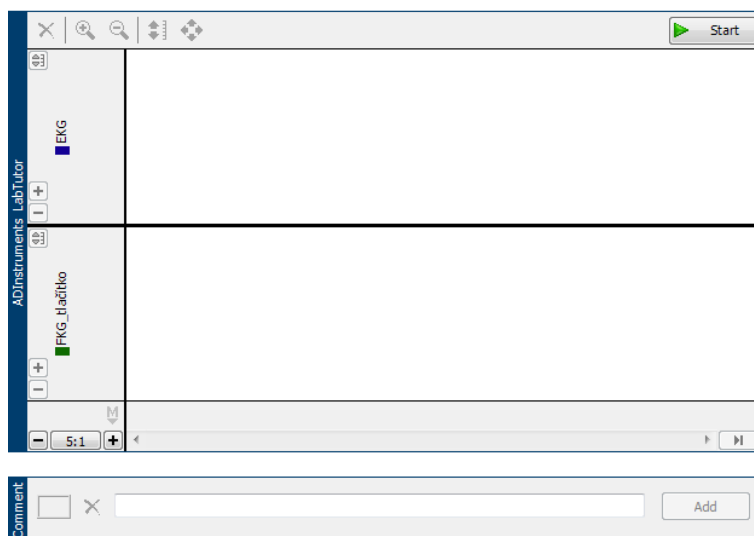
1. Prohlédněte si záznam a pozorujte pravidelné se objevující cykly EKG.
2. V reprezentativním cyklu změřte amplitudu a trvání vlny P, QRS komplex QRS a vlny T.
3. Pro měření amplitud položte kurzor Marker na základní čáru těsně před vlnu P. Pak přemístěte kurzor Waveform Cursor na hrot vlny. Klikněte myší a umístěte tím číslo do panelu hodnot Value panel.
4. Číslo přetáhněte z panelu hodnot do odpovídajícího sloupce tabulky.
5. Pro měření trvání ponechte kurzor „Marker“ na počátku vlny nebo komplexu a umístěte kurzor „Waveform cursor“ na konec vlny nebo komplexu.
6. Pro umístění čísla do panelu hodnot klikněte myší a potom jej přetáhněte do odpovídajícího sloupce tabulky.
7. Nyní prozkoumejte, jak se úder od úderu může lišit tepová frekvence. Pro toto měření nastavte horizontální škálu na poměr 10:1. Změňte časové intervaly (ve vteřinách) mezi třemi sousedními páry kmitů R pomocí kurzorů „Marker“ a „Waveform cursor“.
8. Zaznamenejte výsledky do tabulky 2. Pro každý interval je v tabulce 2 sloupci 3 tepová frekvence, která je počítána pomocí rovnice  $TF = 60/t$ , kde TF = tepová frekvence (úderů za minutu) a t = trvání intervalu R – R (ve vteřinách).

Obrázek 73: Vyhodnocení křivky EKG

- EKG svody ze snímané osoby neodpojujte, budete je potřebovat u všech měření.

### 8.6.2 Postup k bodu zadání č.2

- V tomto cvičení si vyzkoušíte měření srdečních ozev za pomoci fonendoskopu a tlačítka.
- Tlačítko připojte do zdířky Input 1 a postupujte dle pokynů v programu.



### Cvičení 3: EKG & srdeční ozvy

Budete měřit a korelovat klidové EKG a srdeční ozvy.

#### Použití fonendoskopu

Lepší je použít fonendoskop klasický (zvonového tvaru) než s membránou, protože lépe ruší šum z okolí.

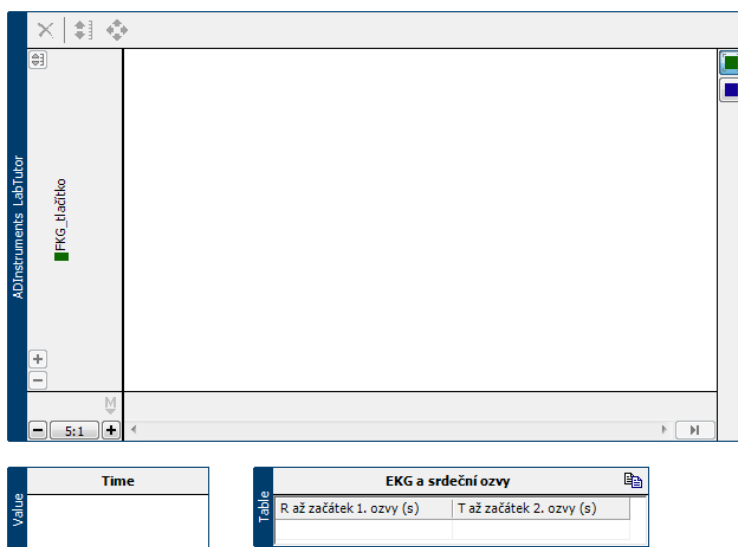
Váš učitel Vám krátce ukáže, jak použít fonendoskop ([use the stethoscope](#)).

Dobrovolník si pravou rukou umístí fonendoskop na levou stranu hrudníku (lze to snadno učinit i pod košili) a pohybuje s ním, dokud naslouchající student neuslyší jasné srdeční ozvy. Pak si dobrovolník na tomto místě drží fonendoskop po celou dobu vyšetření.

1. Klikněte na tlačítko [Start](#), zaznamenejte EKG, pak na jeden typ zvuku zmáčkněte ruční spínač a jakmile se objeví druhý, pusťte jej. Jsou to zvuky jdoucí těsněji za sebou podle místa na hrudníku, kde nasloucháte, může být první zvuk (prvá ozva) přízvučný a druhý (druhá ozva) nepřízvučný nebo naopak.
2. Klikněte na tlačítko [Stop](#).

Obrázek 74: Měření srdečních ozev fonendoskopem a tlačítkem ADI

- Po ukončení měření přejděte na další stránku, kde data vyhodnotíte.
- Hodnoty, které naměříte zaznamenejte do tabulky pod grafem.



## Analýza EKG & srdečních ozev

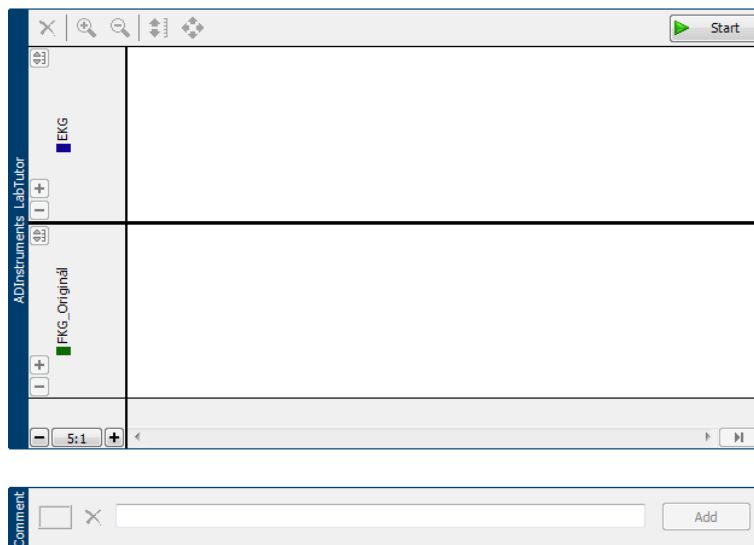
Pro usnadnění porovnání záznamů ve dvou kanálech je panel programu LabTutor nastaven tak, aby zobrazoval záznamy přeložené přes sebe. Pomocí **Channel Trace buttons** (knoflíky stop kanálů) můžete vybrat, který z obou kanálů je v panelu „aktivní“.

1. Channel Trace Buttons. Normálně zobrazuje každý z kanálů pouze data z jedné stopy. Někdy je výhodnější složit stopy, jak je ukázáno vlevo. Vertikální škála platí pouze pro jednu ze stop. Klikněte na jedno z tlačítek a uvidíte, jak se vertikální škála přizpůsobí té, která náleží stopě se stejnou barvou jako knoflík.
2. Povšimněte si vztahu mezi označením děje ručním spínačem (Event) a EKG (ECG) signálu.
3. S použitím kurzorů **Marker** a **Waveform Cursor** postupujte podle následujících instrukcí a změřte čas mezi vzhledem kmitů R a signálem „Event“ směřujícím vzhůru.
  1. vyberte kanál s EKG (ECG) jako aktivní
  2. umístěte kurzor „Marker“ na kmit R
  3. vyberte signál „Event“ jako aktivní
  4. použijte „Waveform cursor“ a vyberte signál „Event“ jdoucí vzhůru.
  5. vložte tento čas do tabulky
4. Nyní měřte čas mezi vrcholem vlny T a signálem „Event“ (událost) směřujícím dolů.
  1. jako aktivní vyberte kanál EKG (ECG)
  2. umístěte kurzor „Marker“ na vlnu T
  3. vyberte kanál „Event“ (událost) jako aktivní
  4. pomocí kurzoru „Waveform cursor“ označte pokles signálu „Event“ událost
  5. uložte tento čas do tabulky

Obrázek 75: Vyhodnocení měření srdečních ozev fonendoskopem a tlačítkem ADI

### 8.6.3 Postup k bodu zadání č.3

- Odpojte ADI tlačítko od PowerLabu a na jeho místo připojte kardiomikrofon ADI MLT-201.
- V této části cvičení budete zaznamenávat srdeční ozvy pomocí kardiomikrofonu. Postupujte opět podle pokynů v programu.



#### Cvičení 4: EKG & fonokardiografie

Budete zaznamenávat a korelovat EKG a srdeční ozvy (zaznamenané pomocí kardiomikrofonu) u odpočívajícího dobrovolníka.

Je jasné, že metoda použita ve cvičení 3 je zdrojem značných chyb.

Alternativou je fonokardiografie, kdy se užívá kardiomikrofonu umístěného na levé straně hrudníku, odkud jsou zaznamenávány srdeční ozvy, které pak mohou být v reálném čase zobrazeny graficky.

#### Postup

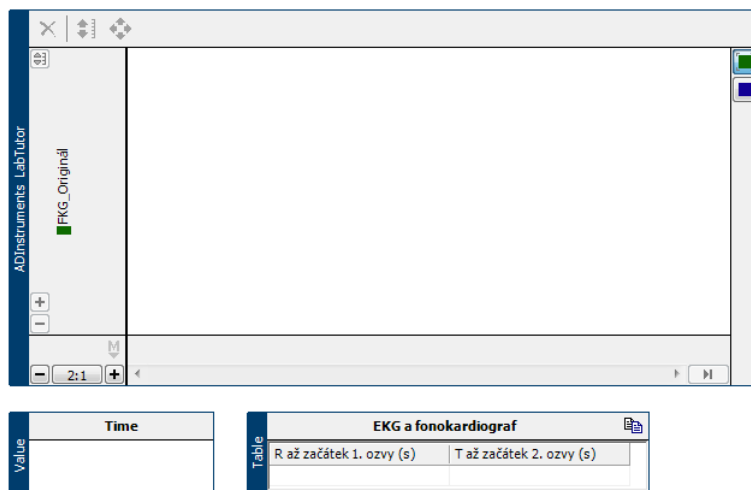
1. Odpojte manuální tlačítko ze vstupu DIN 1 a zároveň do tohoto vstupu připojte kardiomikrofon.
2. Umístěte kardiomikrofon na levou stranu hrudníku. Pak jej spolehlivě udržujte na místě buďto pomocí pásky kolem hrudníku nebo tím, že na něj položíte těžkou knihu (nebo něco podobného), což vyžaduje, aby dobrovolník ležel.
- 3.

**i** Je nezbytné, aby mikrofon nebyl na hrudní stěně držen rukou, protože nepotlačitelné pohyby ruky způsobují významný šum v signálu.

3. Klikněte na tlačítko [Start](#) a zaznamenejte EKG a signály z kardiomikrofonu. Zkuste při získávání co nejlepšího signálu posouvat kardiomikrofon na různá místa hrudníku.
4. Po 15 sekundách stiskněte [Stop](#).

Obrázek 76: Měření srdečních ozev kardiomikrofonem MLT-201

- Pomocí kurzorů vyhodnoťte intervaly EKG křivky a srdečních ozev podobně jako u předchozího cvičení.
- Postupujte dle pokynů programu.



## Analýza: EKG & fonokardiografie

Pro usnadnění porovnání záznamů jsou oba signály zobrazeny v jednom panelu.

Zmáčknutím tlačítka na panelu zvolíte kanál, který bude aktivní.

1. Pověšimněte si vztahu mezi kmity R a prvou ozvou. Pověšimněte si vztahu mezi vlnou T a druhou ozvou. Pomocí kurzorů "Marker" a "Waveform kurzor" změřte čas mezi kmity R a začátkem první srdeční ozvy.
  1. vyberte kanál s EKG (ECG) jako aktivní
  2. umístěte kurzor Marker na kmit R
  3. vyberte kanál „Event“ (událost) jako aktivní
  4. pomocí kurzoru „waveform kurzor“ označte začátek první srdeční ozvy
  5. vložte tento čas do tabulky
2. Nyní změřte čas mezi vrcholem vlny T a začátkem druhé srdeční ozvy.
  1. vyberte kanál s EKG (ECG) jako aktivní
  2. umístěte kurzor „Marker“ na vlnu T
  3. vyberte kanál „Event“ (událost) jako aktivní
  4. pomocí kurzoru „waveform kurzor“ označte začátek druhé srdeční ozvy
  5. vložte tento čas do tabulky

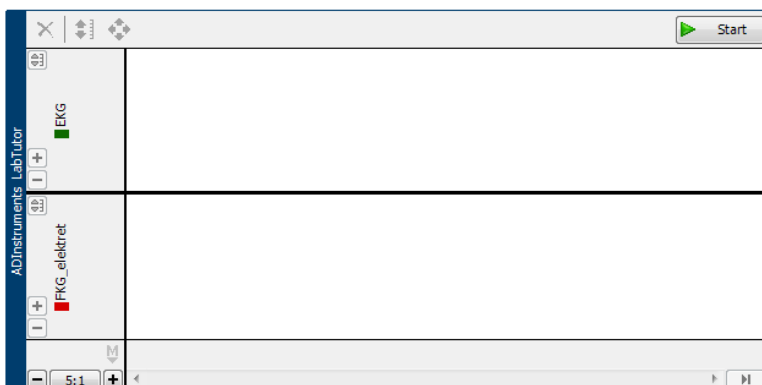
Obrázek 77: Vyhodnocení měření srdečních ozv kardiomikrofonem MLT-201

### 8.6.4 Postup k bodu zadání č.4

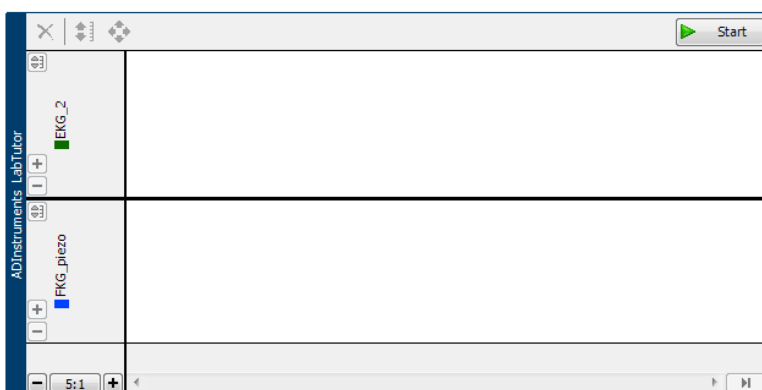
- Dalším úkolem je porovnání snímačů z hlediska intenzit („amplitud“) nasnímaných pomocí elektretového a piezoelektrického náhradního snímače.
- Odpojte kardiomikrofon MLT-201 od PowerLabu, do zdířky Input 1 připojte náhradní elektretový kardiomikrofon a do zdířky Input 2 připojte náhradní piezoelektrický kardiomikrofon.
- Pokuste se všechny kardiomikrofony přikládat na stejné místo, aby bylo porovnání co nejobjektivnější.
- Každý náhradní snímač má vlastní graf, který je příslušně označen.



### Graf pro elektretový kardiomikrofon.



### Graf pro piezoelektrický kardiomikrofon.



## Cvičení 5: Měření na náhradních kardiomikrofonech

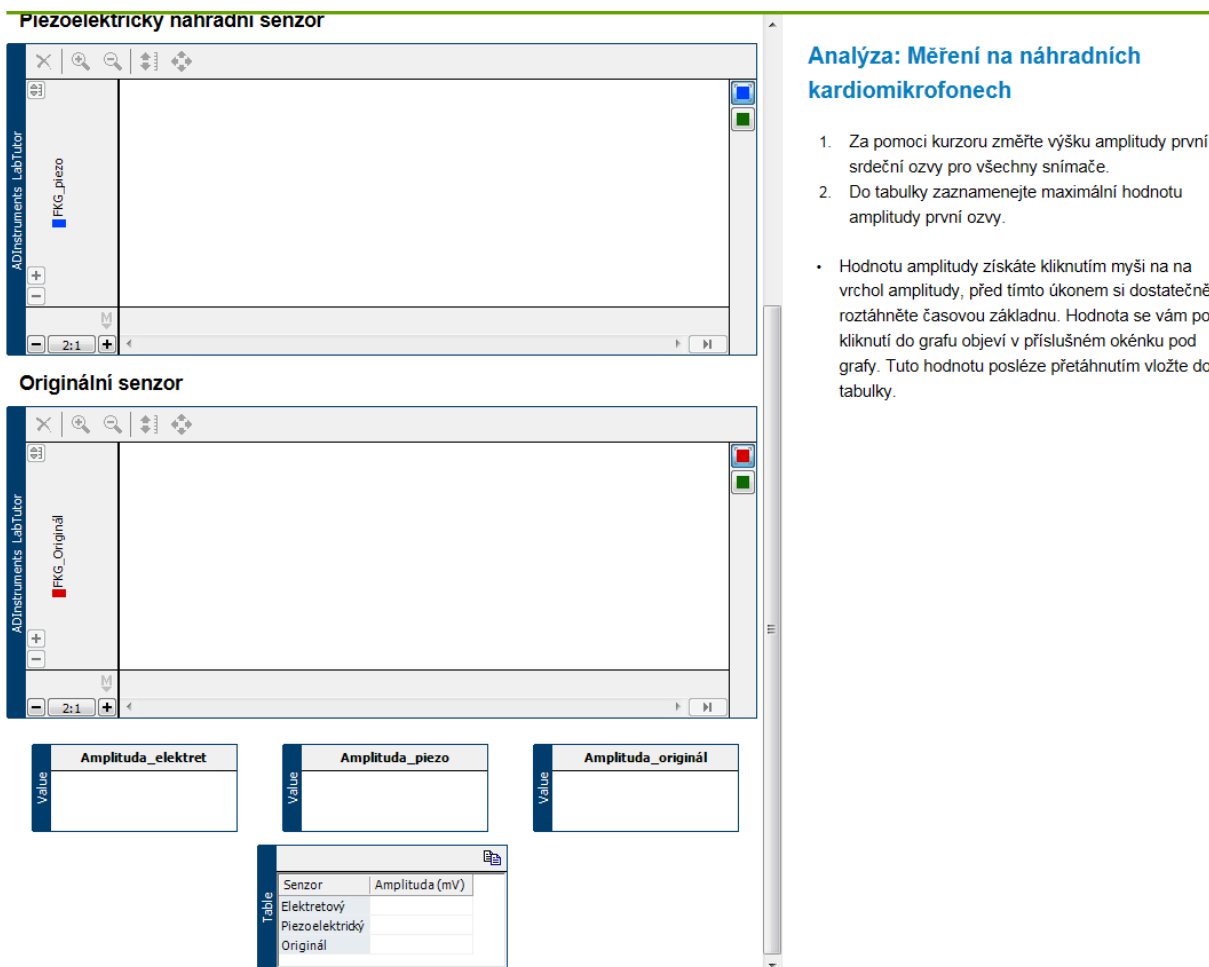
Cílem této části cvičení bude porovnání výsledků měření dvou konstrukčně odlišných snímačů a originálního kardiomikrofonu ADI. První snímač bude používá ke snímání elektretový mikrofón a druhý piezoelektrickou membránu.

### Postup

1. Odpojte ze vstupu DIN 1 původní kardiomikrofon.
2. Do vstupu DIN 1 připojte náhradní elektretový kardiomikrofon, do vstupu DIN 2 připojte náhradní piezoelektrický kardiomikrofon.
3. Po připojení obou senzorů si dobrovolník přiloží na hrudník elektretový snímač.
  1. v průběhu měření bude dobrovolník snímač držet pouze za gumovou část
  2. Spustíte měření kliknutím na tlačítko „Start“ u grafu pro elektretový mikrofón.
  3. V případě, že hodnoty na grafu nejsou viditelné změňte rozsah os dle potřeby tlačítky + a -, umístěnými v levé části grafu.
  4. V případě, že jsou ozvy špatně viditelné zkuste změnit polohu snímače
4. Postup analogicky opakujte i pro druhý piezoelektrický snímač.

Obrázek 78: Měření s náhradními snímači

- Do tabulky na další stránce zaznamenejte hodnoty amplitud, které pomocí kurzoru změříte v grafech.



Obrázek 79: Vyhodnocení měření s náhradními snímači

## Report

- Na poslední stránce se nachází všechny Vámi naměřené grafy, vyplněné tabulky. Nacházejí se zde i otázky, na které by jste po absolvování úlohy měli být schopni odpovědět. Odpovědi můžete vepsat do příslušných polí nebo na ně odpovězte v protokolu.
- Před uložením reportu si pořádně zkontrolujte, zda je v grafech vidět to co jste měřili a měli vyznačit.
- Report uložte následujícím způsobem, klikněte pravým tlačítkem myši do prostoru stránky s reportem. Z nabídky vyberte možnost „tisk“, následně z nabídky tiskáren zvolte „CUTE PDF“ a potvrďte tisk. Následně se objeví okno, ve kterém si zvolíte místo uložení dokumentu a název Vašeho souboru a opět potvrdíte.

## 8.7 Kontrolní otázky

1. Z jakého důvodu se používají gely na elektrody EKG?
2. Jsou potřeba končetinové svody v případě měření hrudního EKG?
3. Co způsobuje srdeční ozvy a proč jsou běžně slyšitelné pouze dvě?
4. V rozsahu jakých kmitočtu se pohybují první a druhá srdeční ozva?
5. Jaká onemocnění lze zjistit za pomoci fonokardiografie? (minimálně 3)
6. Jaké druhy mikrofonů lze použít při konstrukci kardiomikrofonu?
7. Z jakého důvodu se společně s fonokardiografickými ozvami snímá i EKG?
8. Jakou funkci má kondenzátor v elektrickém obvodu snímačů?
9. Jaky je rozdíl mezi fonokardiogramem a fonokardiografem?

## 9 Vzorové zpracování laboratorní úlohy

### 9.1 Použité vybavení

- Počítač se systémem Windows XP a novější.
- Program LabTutor verze 3
- PowerLab 15T
- Klipsnové či nalepovací elektrody pro snímání EKG 3ks
- Fonendoskop 1ks
- Tlačítko ADInstruments 1ks
- USB kabel A-B 1ks
- EKG gel
- Kardiomikrofon ADInstruments MLT-201 1ks
- Adekvátní alternativní kardiomikrofon s elektretovým mikrofonom 1ks
- Adekvátní alternativní kardiomikrofon s piezoelektrickou membránou 1ks

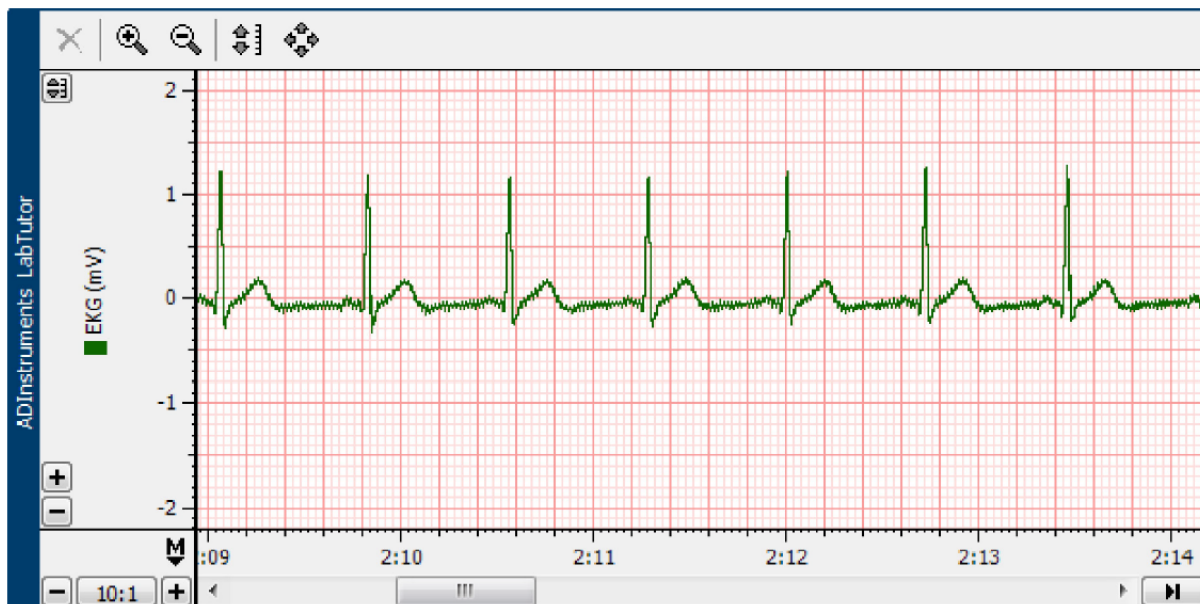
### 9.2 Zadání úloh

1. V programu LabTutor změřte EKG. Z naměřených dat určete tepovou frekvenci, amplitudu a dobu trvání vlny P,T a QRS komplexu.
2. Pomocí fonendoskopu se pokuste zaznamenat srdeční ozvy a do tabulky uveďte časovou odchylku vůči EKG.
3. Snímejte srdeční ozvy pomocí kardiomikrofonu MLT-201 a do tabulky uveďte časovou odchylku vůči EKG.
4. Změřte srdeční ozvy pomocí dvou vytvořených kardiomikrofonů a porovnejte velikost amplitudy snímaných ozev u referenčního i náhradních senzorů.

## 9.3 Postup měření

### 9.3.1 Měření EKG

Po spuštění počítače a zapnutí měřicí jednotky PowerLab, byla spuštěna úloha EKG & Srdeční ozvy. Dle zadání a pokynů programu byly na dobrovolníka umístěny elektrody pro snímání EKG. V grafu je zaznamenána křivka klidového EKG.



Obrázek 80: Naměřená EKG křivka

Z této naměřené křivky byly následně doplněny hodnoty do tabulek.

EKG Amplituda a doba trvání		
Úsek	Amplituda (mV)	Doba trvání (s)
Vlna P	0.112	0.058
QRSkomplex	1.285	0.062
Vlna T	0.28	0.174

EKG intervaly a tepová frekvence		
Pár	Interval (s)	Tepová frekvence (BPM)
1	0.72	83.33333333333333
2	0.734	81.7438692098093
3	0.77	77.9220779220779

Obrázek 81: Vyplněná tabulka EKG

**Odpovědi na otázky k dané úloze:**

- 1. Co můžete říci o amplitudě různých vln a kmitů v rozdílných cyklech srdeční aktivity?**

Amplitudy různých vln jsou v rozdílných cyklech přibližně stejné.

- 2. Vlna P a komplex QRS reprezentuje depolarizaci srdeční svaloviny síní a komor. Proč má největší amplitudu komplex QRS?**

Komplex QRS má největší amplitudu, jelikož je zapotřebí překonat poměrně vysoký tlak v tepnách a vypudit krev z komor. Zároveň jsou svaly komory objemnější než svaly síně.

- 3. Tepová frekvence vypočítána na základě mezivrcholových intervalů kmitů R. Objevila se variabilita u různých srdečních cyklů? Předpokládáte, že intervaly mezi stahy by měly být identické? Proč ano, či proč ne?**

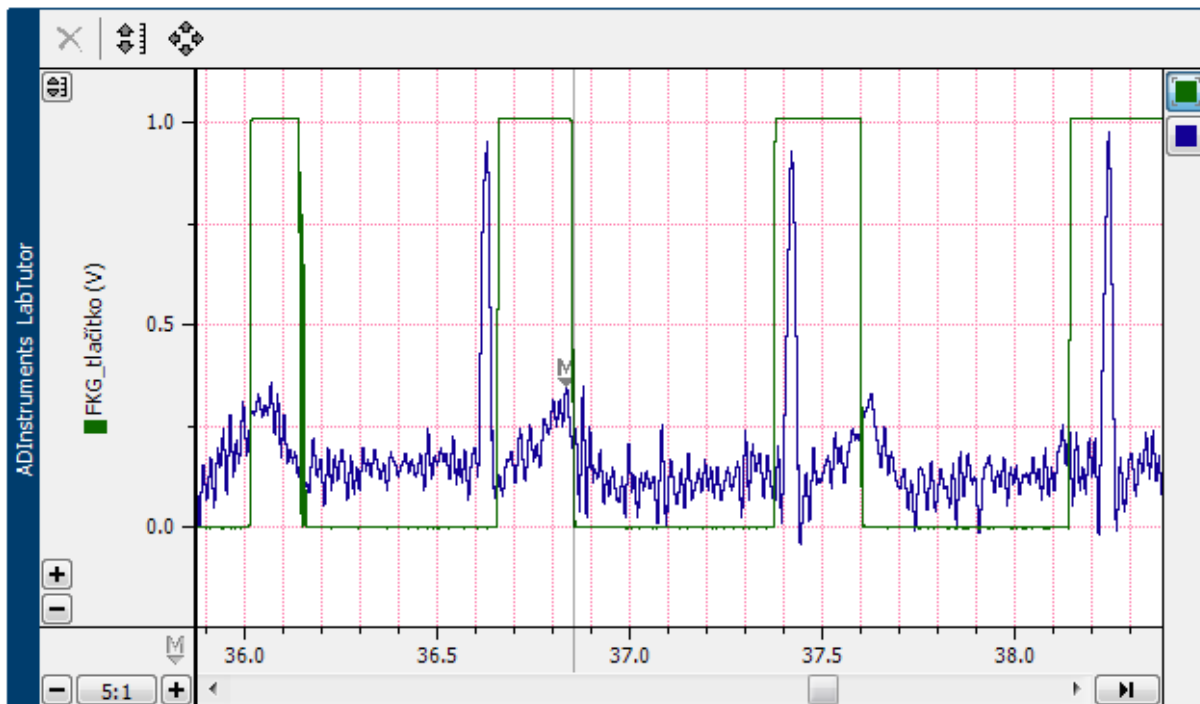
Mezi jednotlivými stahy se frekvence mírně lišila. Neočekává se, že rozestupy mezi jednotlivými stahy bude stejná, jelikož tepová frekvence se může měnit v závislosti na dýchání, nervozitě, atd.

- 4. Hranice normální klidové tepové frekvence se pohybují mezi 60-90 tepy za minutu. Trénovaný atlet může mít klidovou tepovou frekvenci mezi 45-60 tepy za minutu. Proč může mít taková osoba nižší tepovou frekvenci, než jedinec s pouze průměrnou kondicí?**

Trénovaný atlet může mít nižší tepovou frekvenci z důvodu většího objemu především levé komory. Tím je schopen vypudit do krevního oběhu větší množství okysličené krve a tím pádem se může snížit tepová frekvence.

### 9.3.2 Měření srdečních ozev za použití fonendoskopu a tlačítka ADI.

Po připojení tlačítka ADI k měřicí jednotce PowerLab byla otestována jeho funkčnost. Následně byl na hrudník dobrovolníka umístěn fonendoskop a spuštěno měření. Cílem této části úlohy bylo detekovat srdeční ozvy v závislosti na křivce EKG pomocí poslechu srdce přes fonendoskop a stlačení tlačítka v době první ozvy a povolení ve chvíli druhé ozvy. Z výsledného grafu se do tabulky zaznamená časový rozdíl mezi vrcholem R vlny a stlačením tlačítka. Rovněž se zaznamená i časový rozdíl mezi koncem T vlny a dobou povolení tlačítka.



Obrázek 82: Ozvy měřené tlačítkem

EKG a srdeční ozvy	
R až začátek 1. ozvy (s)	T až začátek 2. ozvy (s)
0.03	0.02

Obrázek 83: Vyplněná tabulka pro ozvy měřené tlačítkem

Hodnoty v tabulce jsou vyplněny z nejlépe odpovídajícího záznamu, ale z grafu je zřetelné, že metoda snímání ozev za pomoci tlačítka je velice nepřesná.

**Odpovědi na otázky k dané úloze:**

- 1. Vysvětlete, proč následují stah komor (systola) a první ozva okamžitě po komplexu QRS.**

Stah komor nastává z důvodu podráždění buněk komor vlivem QRS komplexu. Vlivem stažení komor dochází k uzavření chlopní mezi síní a komorou. Zvuk uzavírajících se chlopní je poté na fonokardiogramu viditelný jako první ozva, která nastává na konci QRS komplexu.

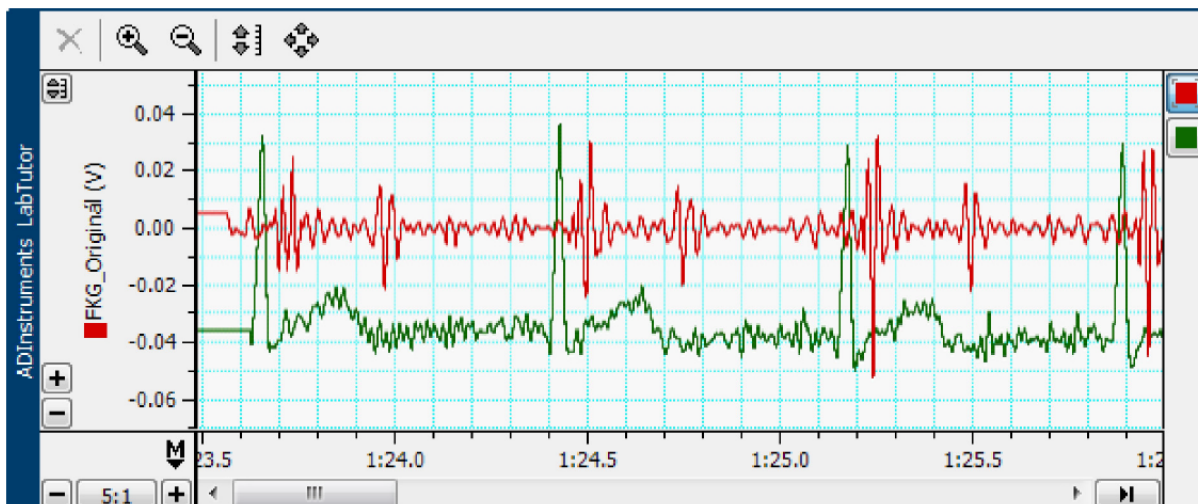
- 2. Vysvětlete, proč relaxace komor (diastola) a druhá ozva následují po vlně T.**

Relaxace komor nastává z důvodu ukončení repolarizace komor. Komory uvolňují stah, tím dojde k poklesu tlaku v komorách a uzavírají se chlopně do aorty a pulmonální tepny. Uzavření těchto chlopní je poté patrné na fonokardiogramu jako druhá ozva, která následuje právě po vlně T.



### 9.3.3 Měření srdečních ozev kardiomikrofonem ADI MLT-201

Měření srdečních ozev za pomoci kardiomikrofonu je mnohonásobně přesnější, než metoda s tlačítkem z důvodu absence lidského faktoru. V tabulce jsou zaznamenány intervaly mezi vlnou R a začátkem první ozvy a koncem vlny T a začátkem druhé ozvy. Z grafu je patrné, že časové intervaly jednotlivých ozev se na rozdíl od předchozí metody velmi neliší.



Obrázek 84: Ozvy měřené kardiomikrofonem MLT-201

EKG a fonokardiograf	
R až začátek 1. ozvy (s)	T až začátek 2. ozvy (s)
0.022	0.006

Obrázek 85: Vyplněná tabulka pro ozvy měřené kardiomikrofonem MLT-201

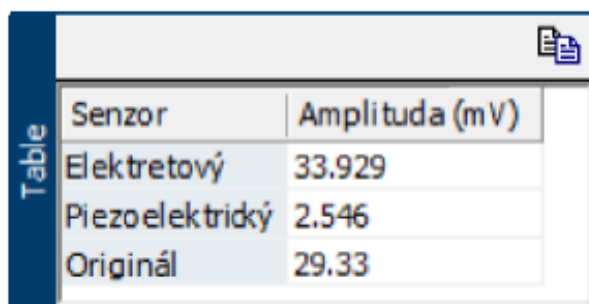
Odpovědi na otázky k dané úloze:

1. Záznam vašeho poslechu srdečních ozev pravděpodobně vykazuje určité rozdíly od správného časování srdečních ozev, jak byly stanoveny pomocí fonokardiografie. Jak můžete tento rozdíl vysvětlit?

Měření srdečních ozev za pomoci tlačítka je méně přesné, jelikož je do měření zapojen lidský faktor a reakční doba na poslech ozev a zmáčknutí tlačítka.

#### 9.3.4 Naměření a porovnání hodnot náhradních kardiomikrofonů

Tato část úlohy slouží k porovnání zkonstruovaných náhradních kardiomikrofonů a originálního ADI MLT-201. Z grafů je zřejmé, že ozvy je možné zaznamenávat jak za pomoci elektretového mikrofону tak piezoelektrické membrány. Hlavním rozdílem těchto dvou konstrukcí je, že signál nasnímaný piezoelektrickým snímačem amplitudově nedosahuje takových hodnot jako snímač s elektretovým mikrofonom a to především díky absenci předzesilovače a nižší citlivosti. V případě porovnání dat náhradního elektretového snímače a snímače MLT-201, tak je patrné, že rozdíly nejsou tak markantní jako v předchozím případě elektretového a piezo snímače.

A screenshot of a software window titled 'Table' showing a comparison of microphone amplitudes. The table has two columns: 'Senzor' and 'Amplituda (mV)'. It lists three sensors: 'Elektretový' with an amplitude of 33.929, 'Piezoelektrický' with 2.546, and 'Originál' with 29.33. The window has a blue title bar and a small icon in the top right corner.

Senzor	Amplituda (mV)
Elektretový	33.929
Piezoelektrický	2.546
Originál	29.33

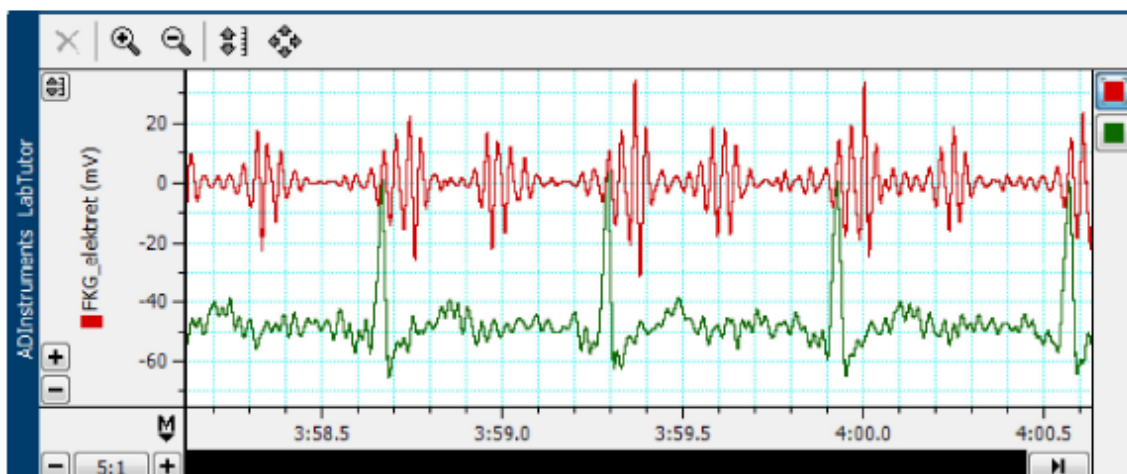
Obrázek 86: Tabulka porovnání jednotlivých mikrofónů.

**Odpovědi na otázky k dané úloze:**

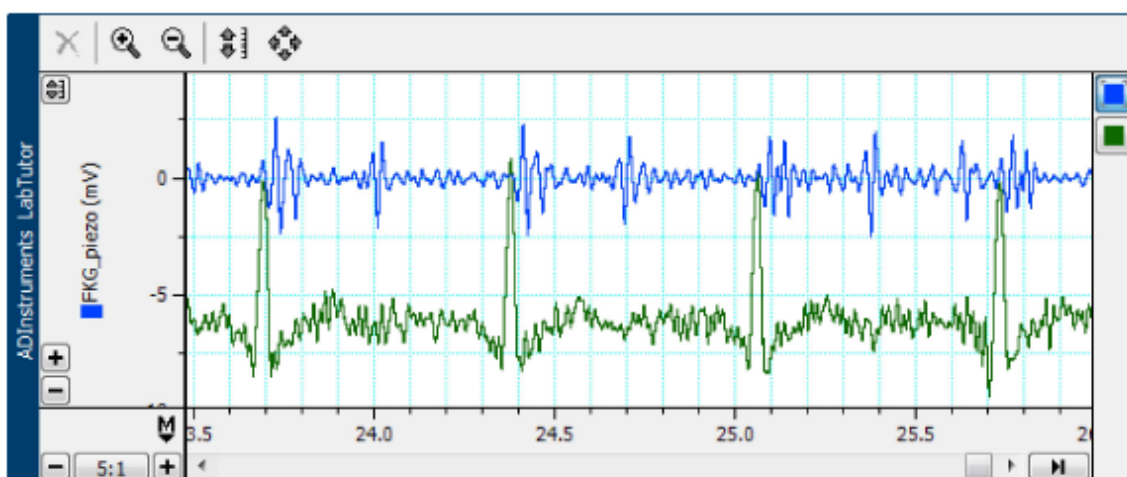
1. **Vysvětlete z jakého důvodu jsou rozdílné hodnoty amplitud u piezoelektrického a elektretového snímače.**

Hlavním důvodem je, že elektretový mikrofón má v sobě zabudovaný tranzistorový zesilovač. Kdežto piezoelektrická membrána pouze generuje napětí svou deformací.

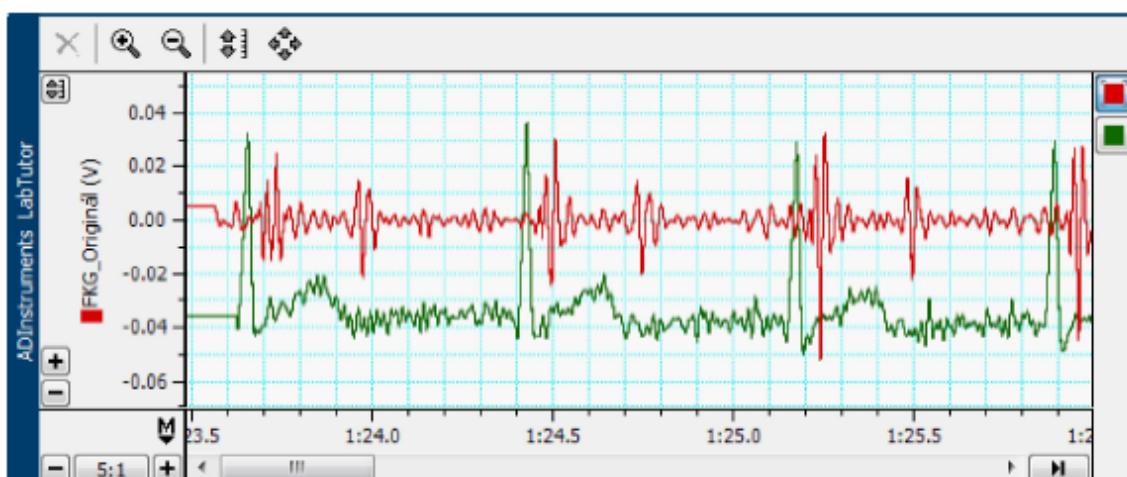
### Elektretový náhradní senzor



### Piezeelektrický náhradní senzor



### Originální senzor



Obrázek 87: Porovnání jednotlivých mikrofonů.

## 9.4 Kontrolní otázky

**1. Z jakého důvodu se používají gely na elektrody EKG?**

Gel se používá z důvodu zlepšení kontaktu mezi elektrodou a kůží pacienta.

**2. Jsou potřeba končetinové svody v případě měření hrudního EKG?**

Ano, končetinové svody jsou potřeba z důvodu vytvoření centrální svorky. Centrální svorka následně slouží jako referenční elektroda pro všechny unipolární Wilsonovy svody.

**3. Co způsobuje srdeční ozvy a proč jsou běžně slyšitelné pouze dvě?**

První srdeční ozvu způsobují atrioventrikulární chlopně a druhou způsobuje aortická a pulmonální chlopně. Slyšitelné jsou pouze dvě, jelikož třetí a čtvrtá ozva má velice malou intenzitu. Jsou způsobeny pouze slabým rozkmitáním srdečních stěn během plnicí fáze.

**4. V rozsahu jakých kmitočtu se pohybují první a druhá srdeční ozva?**

První a druhá srdeční ozva má běžně frekvenční rozsah mezi 25 – 50 Hz.

**5. Jaká onemocnění lze zjistit za pomoci fonokardiografie? (minimálně 3)**

Je možné zjistit aortální stenózu, aortální regurgitaci, mitrální stenózu, mitrální regurgitaci.

**6. Jaké druhy mikrofونů lze použít při konstrukci kardiomikrofonu?**

Pro konstrukci je nejvhodnější elektretový mikrofون, je však možné použít i piezoelektrický nebo dynamický mikrofون.

**7. Z jakého důvodu se společně s fonokardiografickými ozvami snímá i EKG?**

EKG se snímá z důvodu, aby bylo možné identifikovat jednotlivé ozvy.

**8. Jakou funkci má kondenzátor v elektrickém obvodu snímačů?**

Kondenzátor je použit z důvodu odstranění stejnosměrné složky.

**9. Jaky je rozdíl mezi fonokardiogramem a fonokardiografem?**

Fonokardiograf je přístroj který slouží k záznamu srdečních ozev.

Fonokardiogram je grafický záznam vytvořený fonokardiografem.

## 10 Závěr

Po prostudování materiálů se podařilo vytvořit část práce, která se zabývá porovnáním dostupných snímačů sloužících ke snímání srdečních ozev. Jsou porovnány z hlediska konstrukce, techniky a ceny.

Hlavním cílem ovšem bylo vytvoření adekvátní náhrady senzoru ADI MLT-201 a laboratorní úlohy na téma fonokardiografie. Byly vytvořeny dva náhradní senzory, které byly testovány a postupně vylepšovány. Jako první byl vytvořen kardiomikrofon, který pro snímání ozev používá elektretový mikrofon MCE100 NEW2. Náhradní kardiomikrofon ve finální podobě dokáže zaznamenávat ozvy s vyšší hodnotou amplitudy, díky tomuto lze lépe odlišit srdeční ozvy od okolního šumu. Hodnoty amplitud dosahují takových velikostí především díky vhodně navrženému tvaru hlavice, která tvarem připomíná hlavici fonendoskopu. Jejím hlavním účelem je vytvořit akustický vlnovod, který zesílí samotné ozvy a potlačí okolní šum.

U druhého náhradního kardiomikrofonu byla pro převod srdečních ozev na elektrický signál použita piezoelektrická membrána KPT2038W. U tohoto kardiomikrofonu se především díky nižší citlivosti a absenci předzesilovače nepodařilo dosáhnout stejných hodnot amplitud jako u elektretových kardiomikrofonů. I přes tuto skutečnost je možné s tímto senzorem srdeční ozvy zaznamenávat. Primárně je i zde pro akustické zesílení ozev použit akustický vlnovod jako u náhradního elektretového snímače. Akustický vlnovod byl pouze mírně upraven, aby bylo možné do něj zabudovat piezoelektrickou membránu.

Podařilo se vytvořit laboratorní úlohu ve výukovém prostředí LabTutor, která seznámí studenty s vyšetřovací metodou fonokardiografie a umožní jim doplnit si teoretické znalosti o praktickou zkušenost. Laboratorní úloha vychází z úlohy od ADInstruments. Původní úloha byla upravena a doplněna o měření s nově vytvořenými kardiomikrofony a porovnání nasnímaných dat s daty originálního senzoru MLT-201.

Výsledek bakalářské práce je tedy realizovaná laboratorní úloha se dvěma novými snímači, přičemž snímač s elektretovým mikrofonom svými parametry a konstrukcí předčí kvalitu původního snímače. Tím je tedy bakalářská práce dle zadání splněna bezzbytku.

## Literatura

- [1] *Elektretový mikrofon MCE100 NEW2: Datasheet.*  
URL <<https://www.gme.cz/data/attachments/dsh.643-028.1.pdf>>
- [2] Fonendoskop PLANOPHONE.  
URL <<https://www.rescue-store.cz/fonendoskopy/fonendoskop-planophone/>>
- [3] Konektor DIN 8 P VK.  
URL <<https://www.gme.cz/konektor-din-8-p-vk>>
- [4] Littmann Model 3200 Electronic Stethoscope.  
URL <<https://www.stethoscope.com/littmann-model-3200-electronic-stethoscope/>>
- [5] Piezoelektrický princip, perovskit a polarizace.  
URL <<https://www.ceramtec.cz/ceramic-materials/piezo-ceramics/basics/>>
- [6] Piezoměnič KPT2038W.  
URL <<https://www.gme.cz/piezomenic-kpt2038w>>
- [7] *Powerlab teaching series.* ADInstruments.  
URL <<http://m-cdn.adinstruments.com/owners-guides/PowerLab%20Teaching%20Series%20owners%20Guide%20-%20Jan%202019.pdf>>
- [8] Thinklabs One - Digital Stethoscope.  
URL <<https://store.thinklabs.com/products/thinklabs-one-digital-stethoscope>>
- [9] Thinklabs One Digital Stethoscope.  
URL <<https://www.stethoscope.com/thinklabs-one-digital-stethoscope/>>
- [10] Soustava oběhová - cévní. 2010.  
URL <[http://ostrava.educanet.cz/www/biologie/index494e494e.html?option=com\\_content&view=article&id=14&Itemid=15#Top](http://ostrava.educanet.cz/www/biologie/index494e494e.html?option=com_content&view=article&id=14&Itemid=15#Top)>
- [11] Fonendoskop Kardio 3D. 2019.  
URL <<http://www.polymed.eu/fonendoskop-kardio-3d-cerny>>
- [12] COMMONS, W.: File:Heart sounds auscultation areas.svg. 2018.  
URL <[https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Heart\\_sounds\\_auscultation\\_areas.svg&oldid=332800051](https://commons.wikimedia.org/w/index.php?title=File:Heart_sounds_auscultation_areas.svg&oldid=332800051)>
- [13] FIALOVÁ, K.: *Úder srdečního hrotu - Srdeční ozvy.* Masarykova univerzita, 2015.  
URL <[https://is.muni.cz/www/345402/is-0zvy\\_hrot.pdf](https://is.muni.cz/www/345402/is-0zvy_hrot.pdf)>

- [14] LITTMANN: 3M™ Littmann® StethAssist™ Heart and Lung Sound Visualization Software.  
 URL <[https://www.littmann.com/3M/en\\_US/littmann-stethoscopes/products/~3M-Littmann-StethAssist-Heart-and-Lung-Sound-Visualization-Software/?N=5153440+8711017+3292368276&rt=rud](https://www.littmann.com/3M/en_US/littmann-stethoscopes/products/~3M-Littmann-StethAssist-Heart-and-Lung-Sound-Visualization-Software/?N=5153440+8711017+3292368276&rt=rud)>
- [15] MALÍK, J.: Fysiologie srdeční kontrakce a základy EKG pro radiology: str. 38.  
 URL <<https://slideplayer.cz/slide/4876086/>>
- [16] MERKUNOVÁ, A.; OREL, M.: *Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory*. Psyché (Grada), Grada, 2008, ISBN 978-80-247-1521-6.
- [17] MUDr. PETRLE, M.; Ing. ROSA, J.: *Fonokardiografie*. Státní zdravotnické nakladatelství, Praha, 1959.
- [18] PENHAKER, M.; AUGUSTYNEK, M.: *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, 2013, ISBN 978-80-248-3107-7.
- [19] WIKISKRIPTA: Vyšetření srdce poslechem. 2017, [Online; navštíveno 16. 04. 2019].  
 URL <\url{[https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD\\_srdce\\_poslechem&oldid=393325](https://www.wikiskripta.eu/index.php?title=Vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD_srdce_poslechem&oldid=393325)}>

## A Příloha

### Obsah přiloženého CD

Soubor	Popis
2019_KUB0336_BP.pdf	PDF soubor obsahující vypracovanou bakalářskou práci
nemerena_data	Adresář obsahuje tři podadresáře s naměřenými a vyselektovanými daty
datasheets	Adresář obsahuje datasheety použitých senzorů
bakalarska_prace	Adresář obsahuje zdrojové kódy pro LaTeX ve kterém je vytvořena BP, podadresář Figures obsahuje použité obrázky a data.
elektricka_schemata_snimacu	Adresář obsahuje elektrická schémata vytvořena v softwaru EAGLE
lab_uloha	Adresář s laboratorní úlohou a instalační soubor laboratorní úlohy
technicke_vykresy_vlnovodu	Adresář obsahuje technické výkresy vytvořených akustických vlnovodů vytvořené v systému AUTOCAD
zadani_laboratorni_ulohy.docx	Soubor obsahuje zadání laboratorní úlohy
vzorove_vypracovani_laboratorni_ulohy.docx	Soubor obsahuje vzorové vypracování laboratorní úlohy